

Aus der Klinik für Orthopädie und Rheumatologie
Geschäftsführende Direktorin: Univ.-Prof. Dr. Susanne Fuchs- Winkelmann

des Fachbereichs Operative Medizin der Philipps-Universität Marburg
und in Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Gießen und
Marburg GmbH, Standort Marburg

Sonomorphometrie des Vorfußes
bei Probanden mit indolentem und dolentem Vorfuß
in unterschiedlicher Belastungsposition

INAUGURAL-DISSERTATION

zur

Erlangung des Doktorgrades der gesamten Humanmedizin
dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

Christoph Rückemann aus Hamburg

Marburg 2008

Angenommen vom Fachbereich Humanmedizin der Philipps-Universität Marburg
am: 14.03.2008.

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereiches.

Dekan: Prof. Dr. med. Matthias Rothmund

Referent: Prof. Dr. med. Susanne Fuchs- Winkelmann

Korreferent: Prof. Dr. med. Werner Siebert

gewidmet meinen Eltern

Verzeichnis und Erläuterung der verwendeten Abkürzungen	IX
Abbildungsverzeichnis	XI
Tabellenverzeichnis	XV
1 Einleitung	1
2 Stand des Wissens	3
2.1 Allgemeine Betrachtung des Vorfußes in der embryonalgeschichtlichen und postnatalen Entwicklung	3
2.2 Funktionelle und strukturelle Anatomie beim Erwachsenen	4
2.3 unterschiedliche Äthiopathologien der Spreizfußentstehung	6
2.4 Die Quergewölbe-/ Tripodentheorie	8
2.4.1 Das theoretische Konzept	8
2.4.2 Nachweis d. Tripodentheorie durch Methoden/ Studien	13
2.4.2.1 Sonografie	13
2.4.2.2 Druckverteilungsanalyse	16
2.4.2.3 Trittspuruntersuchung	17
2.4.2.4 Radiologische Diagnostik	18
2.5 Quergewölbbefreie Theorien	20
2.5.1 Das theoretische Konzept	20
2.5.2 Nachweis durch folgende Methoden/ Studien	21
2.5.2.1 Druckverteilungsanalyse/ Finite Elemente/ CT und MRT	21
2.5.2.2 Gipsabdrücke, Schuhwerk und Beschwellung	28
2.5.2.3 Anzahl der Mittelfußbrüche und Gangspuren	29

3	Offene Fragen	30
3.1	Allgemeine Betrachtung	30
3.2	Auflistung der Null- Hypothesen	32
4	Material und Methode	34
4.1	Probanden	34
4.2	Ausschlusskriterien	34
4.3	Klinische Untersuchung	35
4.3.1	Untersuchungshergang	35
4.3.2	Die Fotografie	35
4.3.3	Der Blauabdruck	39
4.3.4	Die Sonografie	41
4.3.4.1	Selbstkonstruiertes Gerät zur sonografischen Messung	42
4.3.4.2	Das Sonogerät und die erfolgten Einstellungen	47
4.3.4.3	Beispielbilder der Sonografie eines indolenten Probanden- fußes	48
4.3.4.4	Erläuterung des Sonobildes und der vorgenommenen Messungen	49
4.3.4.5	Statistik	53
5	Ergebnisse	56
5.1	Erläuterung des Koordinatensystems mit Ergebnisdarstellung in grafisch/räumlicher Darstellung	56

5.2	Untersuchung des Knochen- Bodenabstandes (z- Wert) bei Vergleich des indolenten und dolenten Vorfußes sowie in unterschiedlicher Belastungssituation	69
5.3	Untersuchung der Abstände der Metatarsalköpfchen untereinander (x- Wert) bei Vergleich des indolenten und dolenten Vorfußes sowie in unterschiedlicher Belastungssituation	71
5.4	Untersuchung der Abstände der Metatarsalköpfchen zur Ferse (y- Wert) bei Vergleich des indolenten und dolenten Vorfußes sowie in unterschiedlicher Belastungssituation	74
5.5	Untersuchung des Zusammenhanges zwischen Körpergewicht und Knochenbodenabstand und zu den Abständen der einzelnen MTK bei Vergleich des indolenten und dolenten Vorfußes in unterschiedlicher Belastungssituation	77
5.6	Untersuchung des Zusammenhanges zwischen dem Alter und dem Knochenbodenabstand und zweitens zu den Abständen der einzelnen MTK bei Probanden mit indolentem und dolenten Vorfuß in Unterschiedlicher Belastungssituation	87
5.7	Beurteilung der Form des indolenten und dolenten Vorfußes in der belasteten und unbelasteten Position, d.h. der Stellung der MTK in Bezug des Knochen- Bodenabstandes zueinander	88
5.8	Stellung der Mittelfußköpfchen in Bezug zur Ferse (y- Achse)	91
6	Diskussion	94
6.1	Der Knochen- Bodenabstand (z- Wert)	94

6.2 Der Metatarsalköpfchenabstand (x- Wert)	101
6.3 Der MTK- Fersenabstand (y- Wert)	103
6.4 Räumliche Betrachtung	104
7 Literaturverzeichnis	108
8 Anhang	115
8.1 Untersuchungsbogen	115
8.2 Tabellen	121
8.2.1 Tabellen zur 1. HO- Hypothese	121
8.2.2 Tabellen zur 2. HO- Hypothese	122
8.2.3 Tabellen zur 3. HO- Hypothese	123
8.2.4 Tabellen zur 4. HO- Hypothese	125
8.2.5 Mittelwerttabelle für x- Werte (3. und 4. HO- Hypothese)	127
8.2.6 Tabellen zur 5. HO- Hypothese	127
8.2.7 Tabellen zur 6. HO- Hypothese	128
8.2.8 Tabellen zur 7. HO- Hypothese	129
8.2.8.1 Korrelation zwischen Gewicht und Knochen- Bodenabstand	129
8.2.8.2 Korrelation zwischen Gewicht und Abstände der MTK zueinander	130
8.2.9 Tabellen zur 8. HO- Hypothese	132
8.2.9.1 Korrelation zwischen Alter und Knochen- Bodenabstand	132
8.2.9.2 Korrelation zwischen Alter und Abstände der MTK	133
8.2.10 Tabellen zur 9. H0- Hypothese	134
8.2.11 Tabellen zur 10. HO- Hypothese	137

Verzeichnis der akademischen Lehrer	140
Danksagung	141
Zusammenfassung	142
Zusammenfassung in englischer Übersetzung	144

Verzeichnis und Erläuterung der verwendeten Abkürzungen

(Abkürzungen für die Bildparameter der Sonografie im Text erläutert)

CT	= Computertomografie
FK	= Fersenkante
FR	= Fußrand
k	= Köpfchen des Metatarsalknochens
KBA	= Knochen- Bodenabstand
kg	= kilogramm
lat.	= lateral
li.	= links
m	= männlich
männl.	= männlich
mb	= mit Belastung
med.	= medial
MFK	= Mittelfußköpfchen
MFK	= Mittelfußköpfchen (synonym MTK)
MRT	= Magnetresonanztomografie
MT	= Metatarsale
MTK	= Metatarsalköpfchen
MW	= Mittelwert
N	= Anzahl
Nr.	= Nummer
ob	= ohne Belastung ohne Belastung; analoges gilt für die anderen Metatarsalköpfchen
OP's	= Operationen
OSG	= oberes Sprunggelenk
p	= Wert für die sog. Übertragungswahrscheinlichkeit in der Statistik
re.	= rechts
SB	= Sesambein
SD	= Standardabweichung
t.c.	= tuber calcanei

Tab.	= Tabelle
w	= weiblich
weibl.	= weiblich
x- Achse	= Verbindungslinie durch die ermittelten x- Werte von MTK 1-5
x oder x- Wert	= Abstand der einzelnen MTK zueinander und/ oder zum medialen oder lateralen Fußrand
x_mbk1_k2	= Abstände der benachbarten Metatarsalköpfchen 1 und 2 zueinander mit Belastung; analoges gilt für die anderen Metatarsalköpfchen
x_obk1_k2	= Abstände der benachbarten Metatarsalköpfchen 1 und 2 zueinander ohne Belastung; analoges gilt für die anderen Metatarsalköpfchen
y- Achse	= Verbindungslinie durch die ermittelten y- Werte von MTK 1-5
y oder y- Wert	= Abstand Knochen MTK zur Ferse
y_mbk1_fk	= Abstand des Metatarsalköpfchens zur Fersenkante mit Belastung; analoges gilt für die anderen Metatarsalköpfchen
y_obk1_fk	= Abstand des Metatarsalköpfchens zur Fersenkante (= y) ohne Belastung; analoges gilt für die anderen Metatarsalköpfchen
z- Achse	= Verbindungslinie durch die ermittelten z- Werte von MTK 1-5
z oder z- Wert	= Abstand Knochen MTK zum Boden
z_mbk1	= Abstand der Metatarsalköpfchen zum Boden mit Belastung; analoges gilt für die anderen Metatarsalköpfchen
z_obk1	= Abstand der Metatarsalköpfchen zum Boden ohne Belastung; analoges gilt für die anderen Metatarsalköpfchen

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Dreidimensionale Konstruktion des Fußes	10
Abb. 2: Der Fuß von dorsal betrachtet	10
Abb. 3: Der Fuß von medial gesehen	10
Abb. 4: Ansicht planta pedis eines Fußes n. Kapandji	12
Abb.5: Aufnahme des Fußes von dorsal	37
Abb.6: Aufnahme des Fußes von plantar	37
Abb.7: Fotografische Ansicht des Fußes von dorsal Bild a und plantar Bild b	38
Abb.8: Blauabdruck eines indolenten Probandenfußes	39
Abb.9: Blauabdruck eines Probandenfußes mit eingezeichneten Linien und Nummerierung zur Veranschaulichung der Bestimmung der Fußparameter mit Hilfe des Blauabdruckes	41
Abb.10: Foto des selbstgebauten Gerätes für die Sonografie im zusammengebauten Bild a und in Einzelteile zerlegten Zustand Bild b	43
Abb.11: Darstellung der Stellung der Probandenfüße auf dem Gerät bei Untersuchung des linken Fußes und Bewegungsrichtung der verschiebbaren Einfassung vom lateralen zum medialen Vorfußbereich	45
Abb.12: Sonografische Darstellung der MTK 1- 5 Bild a- e und der Ferse- tuber calcanei Bild f am Beispiel eines indolenten Probandenfußes	48
Abb.13: Sonografische Darstellung Bild a und knöchernes Fußskelett Bild b zur Verdeutlichung der Messung Mittelfußköpfchen- Bodenabstand und Mittelfußköpfchen zur Ferse	50
Abb.14: Ansicht des knöchernen Fußskelettes von plantar	51
Abb.15: Sonografische Darstellung Bild a und knöchernes Fußskelett Bild b zur Verdeutlichung der Messung tuber calcanei- Bodenabstand und tuber calcanei zur Fersenkante	52
Abb.16: Unbelastete Position mit Vergleich des indolenten und dolenten Vorfußes in 2- und 3dimensionaler Darstellung	58
Abb.17: Belastete Position mit Vergleich des indolenten und dolenten Vorfußes in 2- und 3dimensionaler Darstellung	61

Abb.18: Indolenter Vorfuß mit Vergleich der unbelasteten und belasteten Position in 2- und 3 dimensionaler Darstellung	64
Abb.19: Dolenter Vorfuß mit Vergleich der unbelasteten und belasteten Position in 2- und 3dimensionaler Darstellung	67
Abb.20: Knochen- Bodenabstand in mm MTK1 unbelastet in Bezug auf das Gewicht des Probanden	78
Abb.21: Knochen- Bodenabstand in mm MTK2 unbelastet in Bezug auf das Gewicht des Probanden	78
Abb.22: Knochen- Bodenabstand in mm MTK3 unbelastet in Bezug auf das Gewicht des Probanden	78
Abb.23: Knochen- Bodenabstand in mm MTK4 unbelastet in Bezug auf das Gewicht des Probanden	78
Abb.24: Knochen- Bodenabstand in mm MTK5 unbelastet in Bezug auf das Gewicht des Probanden	78
Abb.25: Knochen- Bodenabstand in mm MTK1 belastet in Bezug auf das Gewicht des Probanden	79
Abb.26: Knochen- Bodenabstand in mm MTK2 belastet in Bezug auf das Gewicht des Probanden	79
Abb.27: Knochen- Bodenabstand in mm MTK3 belastet in Bezug auf das Gewicht des Probanden	79
Abb.28: Knochen- Bodenabstand in mm MTK4 belastet in Bezug auf das Gewicht des Probanden	79
Abb.29: Knochen- Bodenabstand in mm MTK5 belastet in Bezug auf das Gewicht des Probanden	79
Abb.30: Knochen- Bodenabstand in mm MTK1 unbelastet von Probanden mit dolentem Vorfuß in Bezug auf das Gewicht des Probanden	80
Abb.31: Knochen- Bodenabstand in mm MTK2 unbelastet von Probanden mit dolentem Vorfuß in Bezug auf das Gewicht des Probanden	80
Abb.32: Knochen- Bodenabstand in mm MTK3 unbelastet von Probanden mit dolentem Vorfuß in Bezug auf das Gewicht des Probanden	80
Abb.33: Knochen- Bodenabstand in mm MTK4 unbelastet von Probanden mit dolentem Vorfuß in Bezug auf das Gewicht des Probanden	80

Abb.34: Knochen- Bodenabstand in mm MTK5 unbelastet von Probanden mit dolentem Vorfuß in Bezug auf das Gewicht des Probanden	81
Abb.35: Knochen- Bodenabstand in mm MTK1 belastet von Probanden mit dolentem Vorfuß in Bezug auf das Gewicht des Probanden	81
Abb.36: Knochen- Bodenabstand in mm MTK2 belastet von Probanden mit dolentem Vorfuß in Bezug auf das Gewicht des Probanden	81
Abb.37: Knochen- Bodenabstand in mm MTK3 belastet von Probanden mit dolentem Vorfuß in Bezug auf das Gewicht des Probanden	81
Abb.38: Knochen- Bodenabstand in mm MTK4 belastet von Probanden mit dolentem Vorfuß in Bezug auf das Gewicht des Probanden	81
Abb.39: Knochen- Bodenabstand in mm MTK5 belastet von Probanden mit dolentem Vorfuß in Bezug auf das Gewicht des Probanden	82
Abb.40: Abstand in cm zwischen MTK1 und 2 unbelastet von Probanden mit indolentem Vorfuß in Bezug auf das Gewicht der Probanden	83
Abb.41: Abstand in cm zwischen MTK2 und 3 unbelastet von Probanden mit indolentem Vorfuß in Bezug auf das Gewicht der Probanden	83
Abb.42: Abstand in cm zwischen MTK3 und 4 unbelastet von Probanden mit indolentem Vorfuß in Bezug auf das Gewicht der Probanden	83
Abb.43: Abstand in cm zwischen MTK4 und 5 unbelastet von Probanden mit indolentem Vorfuß in Bezug auf das Gewicht der Probanden	83
Abb.44: Abstand in cm zwischen MTK1 und 2 belastet von Probanden mit indolentem Vorfuß in Bezug auf das Gewicht der Probanden	84
Abb.45: Abstand in cm zwischen MTK2 und 3 belastet von Probanden mit indolentem Vorfuß in Bezug auf das Gewicht der Probanden	84
Abb.46: Abstand in cm zwischen MTK3 und 4 belastet von Probanden mit indolentem Vorfuß in Bezug auf das Gewicht der Probanden	84
Abb.47: Abstand in cm zwischen MTK4 und 5 belastet von Probanden mit indolentem Vorfuß in Bezug auf das Gewicht der Probanden	84
Abb.48: Abstand in cm zwischen MTK1 und 2 unbelastet von Probanden mit dolentem Vorfuß in Bezug auf das Gewicht der Probanden	85
Abb.49: Abstand in cm zwischen MTK2 und 3 unbelastet von Probanden mit dolentem Vorfuß in Bezug auf das Gewicht der Probanden	85

Abb.50: Abstand in cm zwischen MTK3 und 4 unbelastet von Probanden mit dolentem Vorfuß in Bezug auf das Gewicht der Probanden	85
Abb.51: Abstand in cm zwischen MTK4 und 5 unbelastet von Probanden mit dolentem Vorfuß in Bezug auf das Gewicht der Probanden	85
Abb.52: Abstand in cm zwischen MTK1 und 2 belastet von Probanden mit dolentem Vorfuß in Bezug auf das Gewicht der Probanden	86
Abb.53: Abstand in cm zwischen MTK2 und 3 belastet von Probanden mit dolentem Vorfuß in Bezug auf das Gewicht der Probanden	86
Abb.54: Abstand in cm zwischen MTK3 und 4 belastet von Probanden mit dolentem Vorfuß in Bezug auf das Gewicht der Probanden	86
Abb.55: Abstand in cm zwischen MTK4 und 5 belastet von Probanden mit dolentem Vorfuß in Bezug auf das Gewicht der Probanden	86
Abb.56: Mittelwert Knochen- Bodenabstand in mm von MTK 1- 5 der Probanden mit indolentem und dolentem Vorfuß in unbelasteter Position	90
Abb.57: Mittelwert Knochen- Bodenabstand in mm von MTK 1- 5 der Probanden mit indolentem und dolentem Vorfuß in belasteter Position	90
Abb.58: Mittelwert Abstand MTK1- 5 zur Ferse in cm der Probanden mit indolentem und dolentem Vorfuß in unbelasteter Position	92
Abb.59: Mittelwert Abstand MTK1- 5 zur Ferse in cm der Probanden mit indolentem und dolentem Vorfuß in belasteter Position	92

Tabellenverzeichnis

Tab.1: Anzahl und Mittelwerte der Probandenparameter	34
Tab.2: Eingestellte Bildparameter des Sonografiegerätes	47
Tab.3: Unterschied Knochen- Bodenabstand unbelastet versus belastet des indolenten Vorfußes	59, 122
Tab.4: Unterschied Knochen- Bodenabstand unbelastet versus belastet des dolenten Vorfußes	59, 125
Tab.5: Unterschied Knochen- Bodenabstand indolenter versus dolenter Vorfuß in unbelasteter Position	60, 128
Tab.6: Unterschied Knochen- Bodenabstand indolenter versus dolenter Vorfuß in belasteter Position	62, 122
Tab.7: Zusammenhang Abstände der MTK untereinander unbelastet versus belastet des indolenten Vorfußes	62, 126
Tab.8: Zusammenhang Abstände der MTK untereinander unbelastet versus belastet des dolenten Vorfußes	63, 129
Tab.9: Zusammenhang Abstände der MTK untereinander indolenter versus dolenter Vorfuß in unbelasteter Position	65, 121
Tab.10: Zusammenhang Abstände der MTK untereinander indolenter versus dolenter Vorfuß in belasteter Position	65, 123
Tab.11: Mittelwerttabelle für Abstände der MTK untereinander für die Probanden ohne und die Vergleichsgruppe mit dolentem Vorfuß in unbelasteter und belasteter Untersuchungsposition	66, 127
Tab.12: Unterschied Abstand MFK zur FK unbelastet versus belastet des indolenten Vorfußes	68, 121
Tab.13: Unterschied Abstand MFK zur FK unbelastet versus belastet des dolenten Vorfußes	68, 124
Tab.14: Unterschied Abstand MFK zur FK indolenter versus dolenter Vorfuß in unbelasteter Position	69, 128
Tab.15: Unterschied Abstand MFK zur FK indolenter versus dolenter Vorfuß in belasteter Position	127

Tab.16: Korrelation zwischen Gewicht und Knochen- Bodenabstand des indolenten Vorfußes in unbelastet und belasteter Position	129
Tab.17: Korrelation zwischen Gewicht und Knochen- Bodenabstand des dolenten Vorfußes in unbelastet und belasteter Position	130
Tab.18: Korrelation zwischen Gewicht und den Abständen der MTK untereinander unbelastet sowie belastet des indolenten Vorfußes	130
Tab.19: Korrelation zwischen Gewicht und den Abständen der MTK untereinander unbelastet sowie belastet des dolenten Vorfußes	131
Tab.20: Korrelation zwischen Alter und Knochen- Bodenabstand bei der Probandengruppe mit indolentem Vorfuß in unbelasteter und belasteter Position	132
Tab.21: Korrelation zwischen Alter und Knochen- Bodenabstand bei der Probandengruppe mit dolentem Vorfuß in unbelasteter und belasteter Position	133
Tab.22: Korrelation zwischen Alter und Abstände der MTK untereinander bei der Probandengruppe mit indolentem Vorfuß in unbelasteter und belasteter Position	133
Tab.23: Korrelation zwischen Alter und Abstände der MTK untereinander bei der Probandengruppe mit dolentem Vorfuß in unbelasteter und belasteter Position	134
Tab.24: Mittelwerte für den Knochen- Bodenabstand in mm für die Probandengruppe mit indolentem Vorfuß in unbelasteter Position	134
Tab.25: Mittelwerte für den Knochen- Bodenabstand in mm für die Probandengruppe mit indolentem Vorfuß in belasteter Position	135
Tab.26: Mittelwerte für den Knochen- Bodenabstand in mm für die Probandengruppe mit dolentem Vorfuß in unbelasteter Position	135
Tab.27: Mittelwerte für den Knochen- Bodenabstand in mm für die Probandengruppe mit dolentem Vorfuß in belasteter Position	135
Tab.28: Mittelwerttabelle für den Knochen- Bodenabstand in mm für die Probandengruppen mit indolentem und dolentem Vorfuß in unbelasteter sowie belasteter Position	136
Tab.29: Tabelle für die prozentuale Häufigkeitsverteilung des größten Knochen- Bodenabstandes der MTK bei den Probandengruppen mit indolentem und dolentem Vorfuß in unbelasteter Position	136

Tab.30: Tabelle für die prozentuale Häufigkeitsverteilung des kleinsten Knochen-Bodenabstandes der MTK bei den Probandengruppen mit indolentem und dolentem Vorfuß in unbelasteter Position	136
Tab.31: Tabelle für die prozentuale Häufigkeitsverteilung des größten Knochen-Bodenabstandes der MTK bei den Probandengruppen mit indolentem und dolentem Vorfuß in belasteter Position	137
Tab.32: Tabelle für die prozentuale Häufigkeitsverteilung des kleinsten Knochen-Bodenabstandes der MTK bei den Probandengruppen mit indolentem und dolentem Vorfuß in belasteter Position	137
Tab.33: Mittelwerte des Abstandes der Ferse zum MTK 1- 5 in cm der Probandengruppe mit indolentem Vorfuß in unbelasteter Position	137
Tab.34: Mittelwerte des Abstandes der Ferse zum MTK 1- 5 in cm der Probandengruppe mit indolentem Vorfuß in belasteter Position	138
Tab.35: Mittelwerte des Abstandes der Ferse zum MTK 1- 5 in cm der Probandengruppe mit dolentem Vorfuß in unbelasteter Position	138
Tab.36: Mittelwerte des Abstandes der Ferse zum MTK 1- 5 in cm der Probandengruppe mit dolentem Vorfuß in belasteter Position	138
Tab.37: Mittelwerttabelle des Abstandes der Ferse zum MTK 1- 5 in cm der Probandengruppe mit indolentem und dolentem Vorfuß in unbelasteter und belasteter Position	139

1 Einleitung

G. Hohmann schreibt in „Fuß und Bein“ 1951:

„Der menschliche Fuß ist eine Kunstform der Natur. Seinem Wesen nach ist er noch nicht völlig erkannt und erklärt und es bedarf noch mancher wissenschaftlicher Forschung, bis dieses Gebilde in seiner Wesenheit völlig klar ist ...“⁴⁰.

Es gibt keine anerkannte Definition/ Norm für den Normalfuß⁷². Es gibt sehr viele Fußtypen, die alle leistungsfähig sind und insofern als unauffällige Füße betrachtet werden können²³. Es verwundert einen insofern nicht, dass die Belastungsform des Vorfußes seit weit mehr als 100 Jahren diskutiert wird^{55, 86}.

Aus der Sicht der orthopädischen Lehrmeinung und vieler Autoren wird bis heute die Tripodentheorie vertreten^{21, 34, 38, 51}.

Demzufolge bestehe am Fuß ein mediales und laterales Längsgewölbe sowie ein vorderes Fußquergewölbe⁷⁴, welches sich zwischen MTK 1 und 5 in einer dorsalkonvexen Wölbung mit höchstem Punkt beim MTK 2 spanne. Der 3. Abstützpunkt bilde der Rückfuß mit dem tuber calcanei^{23, 41, 50}.

Die Theorie eines auf drei Pfeilern ruhenden Konstruktionsprinzips des menschlichen Fußes⁵² wird für viele Autoren sicherlich auch dadurch untermauert, daß die genannten Köpfchen und das tuber calcanei bei gesunden Füßen inspektorisch am weitesten plantar gelegen sind.

Die Tripodentheorie ergänzend könnten aus der Sicht der Anatomen die knöchernen Elemente trotz der Formgebung der einzelnen Anteile nicht allein die Fußwölbung gewährleisten.

Deshalb werde das Fußquergewölbe zudem durch tendomuskuläre und ligamentäre Strukturen verspannt²⁸.

Das intakte Quergewölbe könne sich durch Höherentreten in der Entlastungsphase und Tiefertreten bei statischer Belastung den unterschiedlichen Belastungssituationen anpassen. Es fehle bei einem Verlust der Gewölbestruktur, dem sog. pes transversoplanus, diese belastungsangepasste, abpuffernde Funktion unter statischer Gang und Standbelastung.

Klinisch sei dieses mit verantwortlich für den dolenten Vorfuß⁴¹.

Mit den Ergebnissen, die durch neuere statisch und dynamische Druckmessungen einschließlich computergestützter 3-dimensionaler Finite Elemente Untersuchungen gewonnen wurden, stimmt diese Theorie aber nicht überein. Bei diesen Untersuchungen wurde u.a. festgestellt, daß die Hauptlast im Vorfußbereich unter den mittleren Strahlen liegt ^{22, 32, 37, 42, 48, 59, 86}.

Die Autoren schlossen daraus, daß MTK 1 und 5 nicht die tiefsten Punkte im Vorfußbereich sein können.

Bisher ließ sich aber nicht verifizieren, ob die biomechanischen Meßergebnisse, sich ohne weiteres auf die anatomische, ossäre Struktur, im Vorfußbereich übertragen lassen.

Diese Arbeit soll ein Beitrag zur Klarstellung nach der Frage einer Existenz eines Fußquergewölbes mit Stützfeilern MTK 1 und 5 liefern, um die Diskrepanz zwischen der klassischen Tripodentheorie und den Ergebnissen neuer statisch-dynamischer Druckmessungen und computergestützter 3D- Finite Elemente Studien zu lösen ^{32, 48}.

2 Stand des Wissens

2.1 Allgemeine Betrachtung des Vorfußes in der embryonalgeschichtlichen und postnatalen Entwicklung

Embryonalgeschichtlich gesehen entwickelt sich der Vorfuß aus zunächst paddelförmigen Extremitätenknochen, welche am Anfang der 5. Woche sichtbar werden. Ein mesenchymaler Kern, der vom parietalen Mesoderm der Leibeswand abstammt und vom Ektoderm bedeckt ist, macht die Knospe aus.

Das Ektoderm ist an der Spitze zu einer Randleiste verdickt und induziert im Mesenchym die weitere Differenzierung der Knospe. Bei 6 Wochen alten Embryonen grenzt sich bereits die Fußplatte durch eine zirkuläre Einschnürung ab und fast zeitgleich die Phalangen durch radial verlaufende Furchen. Durch Gewebeuntergang im Furchenbereich entstehen schließlich separate Zehen. Es entsteht so die äußere Form des Fußes.

Die innere Form entwickelt sich durch Verdichtung des mesenchymalen Gewebes zu einem Knorpelblastem aus runden Chondroblasten. Der hyaline Knorpel entsteht indem sich Chondroblasten mit kollagenen Fasern und einer homogenen basophilen Grundsubstanz umgeben. So sind schon in der 6. Woche die ersten knorpeligen Modelle für die Knochen des Fußes vorhanden und am Anfang der 8. Woche ist das Beinskelett als Knorpelmodell angelegt. Durch weitere enchondrale Ossifikation wird schließlich die Umwandlung der knorpeligen Vorläufer in Knochen erreicht⁵³.

Der Beginn der diaphysären Ossifikation der ossa metatarsi ist in der 9. Embryonalwoche. Die Knochenkerne im os MT1 proximal und os MT 2-5 distal treten im 3-4 Lebensjahr auf und der Schluß der Epi- und Apophysen ist im 15-21 Lebensjahr erreicht²⁸.

Beim Neugeborenen bewahrt der Fuß noch die den intrauterinen Raumverhältnissen adaptierte Stellung. Das Fersenbein ist nach einwärts gekantet, das tuber calcanei ist nach medial plantar gekippt. In der postnatalen Entwicklung richtet sich der calcaneus aus dieser Stellung fast vollständig auf, so dass der Längsdurchmesser des calcaneus beim Erwachsenen nahezu senkrecht steht⁵.

Die während der Emryonalentwicklung sich entwickelnde „pronatorischen Verwringung“ der subtalaren Fußplatte nimmt ihre Weiterentwicklung im Säuglings- und Kleinkindalter, wo durch die Stellung des Talus über dem calcaneus und der gelenkigen Verbindung der tibialen Randstrahlen zum höher gelegenen talus mit zunehmender Pronation des Vorfußes die tarsale Querwölbung entsteht. Durch Form und Stellung der Metatarsalia setzt sie sich bis zu den Metatarsalköpfchen als sog. metatarsales Quergewölbe fort ⁴¹.

2.2 Strukturelle und funktionelle Anatomie des Fußes beim Erwachsenen

Am Fuß unterscheidet man 3 hintereinandergeschaltete Abschnitte, den Rück-, den Mittel- und den Vorfuß.

Der Rückfuß bildet mit dem Talus und Calcaneus die proximale Reihe der Fußwurzelknochen. Diese Knochen liegen nicht nebeneinander in der gleichen Ebene, sondern der Talus hat sich auf den Calcaneus geschoben. Der Talus übernimmt alleine mit den beiden Unterschenkelknochen Tibia und Fibula, die die sog. Malleolengabel bilden, die Gelenkverbindung für das obere Sprunggelenk. Es handelt sich um eineinachsiges Gelenk mit der Möglichkeit zur Dorsalextension und Plantarflexion.

Der Calcaneus ist der größte Fußwurzelknochen und bildet mit seinem tuber calcanei den hinteren Auflagepunkt des Fußes. Das untere Sprunggelenk besteht aus einer hinteren Kammer, articulatio subtalaris und einer vorderen Kammer, articulatio talocalcaneonavicularis. Beide Gelenke besitzen jeweils eine eigene Kapsel. Funktionell bilden die vordere und hintere Kammer eine einheitliche einachsige Bewegungsstelle, aus der eine Sup- und Pronation des Fußes möglich ist.

Der Mittelfuß besteht aus der distalen Reihe der Fußwurzelknochen, medial gebildet durch die 3 ossa cuneiformia und lateral dem os cuboideum. Zwischen dem Talus und den ossa cuneiformia liegt das os naviculare. Den Fußwurzelknochen schließen zehenwärts die Mittelfußknochen an.

Der Vorfuß besteht aus den 5 Mittelfußknochen, die ossa metatarsi, und den 5 Zehenknochen, ossa digitorum pedis.

Die Großzehe hat mit Grund- und Endphalanx 2 Zehenglieder. Die übrigen Zehen haben mit Grund- Mittel- und Endglied 3 Zehenglieder, die sog. phalanges pedis.

Die ossa metatarsi artikulieren proximal mit den ossa cuneiformia (MT1-3) und dem os cuboideum (MT4-5). Sie besitzen seitliche Gelenkflächen für die benachbarten Mittelfußknochen.

Die MTK 1-5 werden plantarseits durch das Lig. Metatarsale transversum profundum verbunden.

Die Zehengrundgelenke, Articulationes metatarsophalangeales, sind der Form der Gelenke nach Kugelgelenke. Die Form des Kopfes des Mittelfußknochens besitzt jedoch eine größere Gelenkfläche als die Pfanne der Basis der Grundphalangen. Die Gelenkkapseln werden plantar durch derbfaserige Bindegewebsplatten verstärkt, wobei in die Platte der Großzehe zwei Sesambeine und an der 5. Zehe häufig ein fibuläres Sesambein eingebettet ist²⁸.

Funktionell betrachtet sind die Hauptgelenke des Fußes das obere (articulatio talocruralis) und untere Sprunggelenk, welches aus einem vorderen (articulatio talocalcaneonavicularis) und hinteren (articulatio subtalaris) Sprunggelenk besteht.

Der normale Bewegungsumfang beträgt für das obere Sprunggelenk bei gebeugtem Kniegelenk 20-30° Dorsalextension und 40-50 Plantarflexion und für das untere Sprunggelenk im Rückfuß zwischen Unterschenkel und calcaneus gemessen eine Supination (Inversion) von 60° und eine Pronation (Eversion) von 30° und im Mittelfuß gemessen zwischen Ferse und Vorfuß (fixiertes oberes Sprunggelenk) eine Supination von 35° und eine Pronation von 15°²¹. Die pro- und supinatorische Bewegung ist nur als Kombinationsbewegungen möglich, so dass eine Supination von Adduktion mit leichter Extension begleitet ist, sog Inversion, und eine Pronation in Verbindung mit einer Abduktion und Flexion steht, sog Eversion⁴¹.

Die Grundgelenke erlauben einen normalen Bewegungsumfang nach der Neutralnullmethode von Plantarflexion bis 40° und Dorsalextension bis 55°.

Willkürliches Spreizen ist nur in Streck- oder Überstreckstellung in individuell sehr stark schwankenden Maße möglich. Aktive Rotationsbewegungen lassen sich nicht durchführen²⁸.

Die Länge der Zehen ist sehr variabel. In der Regel, (ca. 65%), ist die 1. Zehe am längsten und die folgenden Zehen werden sukzessive kürzer („ägyptischer Typ“). Man sieht es bei Betrachtung der Pharaonenstatuen. Beim sog. „Griechischen Typ“, sog. klassischer Fußtyp, dargestellt in der griechischen Bildhauerei, da es dem damaligen Schönheitsideal entsprach⁵⁸, ist die 2. Zehe die Längste, (ca. 21%), und beim „rektangulären Fuß“ oder Quadratfuß sind 1. und 2. Zehe gleichlang (ca. 13% der Fälle)^{28, 58}.

Der polynesische Fuß ist eckig, Alle Zehen sind fast immer gleichlang, in jedem Falle aber die ersten drei. Man sieht ihn auf Bildern von Gauguin ⁵⁰.

2.3 unterschiedliche Äthiopathologien der Spreizfußentstehung

Nach Palme sei der Spreizfuß, der Verlust der Querkwölbung, eine Deformität des höheren Lebensalters, da er im Kindes und Jugendalter selten diagnostiziert werde ⁷⁰.

Äthiopathogenetisch komme neben einer familiären Fußform, eine konstitutionelle Bindegewebsschwäche, eine erhöhte Fußbelastung durch hohes Körpergewicht und ein inadäquates Schuhwerk in Betracht. Es komme zu einer Konfigurationsänderung des Fußquergewölbes mit zunächst Abflachung und später Ausbildung eines plantarkonvexen Bogens, so dass der Fuß verbreitert erscheine. Im weiteren Verlauf führe eine dann vermehrte statische Belastung der MTK 2- 4 zur Bildung von Hyperkeratosen, schmerzhaften Reizzuständen und zu sekundären Kontrakturen mit Fixierung der Deformität ⁷⁰.

Die Spreizfußdeformität sei lt. Niethard meist mit einer sekundären Hallux valgus Fehlstellung verbunden ^{64, 65}. Zudem seien Mittel- und Rückfußdeformitäten ebenfalls ursächlich beteiligt. Bei entzündlich rheumatischen Erkrankungen entstehe durch eine Lyse der ligamentären Strukturen ein oft hochgradig schmerzhafter Spreizfuß ⁶³.

Nach Debrunner seien vorwiegend Frauen im mittleren und vorgerücktem Alter betroffen ²¹.

Die Ursache sei am häufigsten konstitutionell und statisch bedingt.

Spreizfußbeschwerden finde man regelmäßig bei Hohlfüßen und nicht selten nach schweren Verletzungen am Unterschenkel und Fuß. Ein gewöhnlicher Spreizfuß sei beweglich und die Querkwölbung lasse sich passiv leicht wieder formen.

Hartnäckige Spreizfußbeschwerden finde man bei chronischer Polyarthrit und bei anderen Fußkrankheiten mit Versteifungen im Bereich der Mittelfußknochen. Dabei entstehe der sog. kontrakte Spreizfuß mit Aufhebung der Beweglichkeit der Metatarsalia gegeneinander ²¹.

Marquard sieht die Ursache der Zerstörung des queren Fußbogens bedingt durch eine sog. Aufbiegung (supinatorische Verdrehung) des ersten Mittelfußknochens ⁵⁸.

Es werde kein Kind mit einem Spreizfuß geboren. Die Deformität bilde sich frühestens im 2. Lebensjahr auf dem Boden der Veranlagung aus. Die Deformität schreite zunächst langsam und dann zunehmend schneller fort.

Die gesamte Unterkante des Grundgliedes der Großzehe sowie die Innenkante der Gelenkkapsel sei durch Sehneneinlagerungen verstärkt. Das MTK1 könne sich aus diesem Verband bei Bildung einer Lockerung oder Kontraktur des Großzehengrundgelenkes über zwei Wege lösen.

Erstens, indem es nach oben ausweicht. Dieses sei selten und führe zur Beugekontraktur und zum Hammerzehenplattfuß.

Zweitens könne das MTK nach oben und gleichzeitig nach medial ausweichen. Dieses sei bedingt durch eine Verdrehung der Großzehe in Supinationsrichtung. Dabei komme es zu einer Verlagerung der muskulotendinösen Strukturen. Die Sehne des M. abd. hallucis verlagert sich zu den Beugesehnen. Das MTK Köpfchen werde nach medial nicht mehr durch die Sehne vom M.abd. hallucis gehalten, sondern drücke mit dem Köpfchen direkt auf die Gelenkkapsel. Das Metatarsalköpfchen der 1. Zehe könne dabei luxieren bzw. subluxieren und der Großzeh stehe durch den veränderten Sehnenzug mit überwiegen der adduktorischen Komponente in valgischer Fehlstellung. Diese Veränderungen seien viel häufiger als die zuerst genannte Ausweichung der Großzehe nach oben und führe letztlich zum Spreizfuß⁵⁸.

Nach Grifka werde im Erwachsenenalter bei zunehmender Pronation des calcaneus durch Versagen der muskulotendoligamentären Strukturen die subtalare Fußplatte fibularwärts gekippt und die Fußlängs- und Querwölbung gehe verloren³⁴.

Lohrer beschreibt die Entstehung des klassischen Spreizfußes als ein Auseinanderweichen der Mittelfußknochen⁹⁶. Diese Abflachung sei nach Wanivenhaus mit einem relativem Tiefstand der MTK 2 bis 4 verbunden und trete gemeinsam mit Hallux valgus und metatarsus quintus valgus auf⁸⁹. Verantwortlich sei n. Lohrer eine im Altersverlauf stattfindende zunehmende Schwäche der intrinsischen und extrinsischen fußstabilisierenden Muskulatur durch Inaktivitätsatrophie⁹⁶. Die hauptsächliche Voraussetzung hierfür sei eine mangelnde Beanspruchung dieser Muskeln durch die moderne Schuhmode. Durch die hohe statische Belastung auf modernen Böden (Asphalt, Zement) komme es zu einer Mehrbeanspruchung der intermetatarsalen Bänder und der Ligamente der Lisfranc- Gelenklinie. Die resultierende Elongation dieser Bänder führe zu einem Absinken der Fußquerwölbung und damit zur Spreizfußentstehung⁹⁶.

Heutzutage gibt es neben der Inspektion und Palpation eine Vielzahl diagnostischer Möglichkeiten wie die Sonografie, Nativ- Röntgen, MRT oder CT- Untersuchungen des Fußes um pathologische Veränderungen des Vorfußes darzustellen^{71, 54, 47, 26}.

2.4 Die Quergewölbe-/ Tripodentheorie

Es existieren in der wissenschaftlichen Literatur grundsätzlich zwei unterschiedliche Lehrmeinungen.

Während auf der einen Seite die herkömmliche Fußquergewölbetheorie bis heute Bestätigung findet, wird andererseits insbesondere durch neuere Studien die Gewölbetheorie in Frage gestellt.

Die Gegner der Tripodentheorie nehmen eine gleichmäßige oder unterschiedliche Verteilung der Metatarsalköpfchen in Bezug auf den Mittelfußknochen- Bodenabstand an.

2.4.1 Das theoretische Konzept

Nach der o.g. auch in den Lehrbüchern weit verbreiteten Tripodentheorie trage MTK1 und MTK5 die Körperlast^{21, 34, 51}.

Zwischen den Randpfeilern MTK1 und 5 bestehe eine Quergewölbung mit Scheitelpunkt (höchster KBA) beim MTK2⁵⁰. Die Form dieses Gewölbes gleiche nach einem der bekanntesten Beschreiber Kapandji (1985) einem geblähten Staksegl⁷. Durch das Fersenbein als 3. Standpfeiler entstehe die dreidimensionale Flächenwölbung als Konstruktionsprinzip des menschlichen Fußes (s. Abb. 1-3)²³.

Der vordere Bogen zwischen MT1 und 5 sei der Schmalste und Niedrigste, der laterale Bogen zwischen MT1 und tuber calcanei der Längste und Höchste.

Dieses Konzept der dreidimensionalen Konstruktion wird in Abb.1 anhand der Punkte A (MTK1), B (MTK5) und C (Ferse) verdeutlicht. Am First seien diese 3 Säulen (Punkt A, B und C) miteinander verbunden. Entsprechend wird in Abb. 2 der Fuß von dorsal und in Abb.3 seitlich betrachtet gezeigt. Die 3 Säulen werden hier ebenfalls mit den Punkten A (MTK1), B (MTK5) und C (Ferse) bezeichnet. Der Schwerpunkt des zu tragenden Körpergewichtes lagere

Vorzugsweise im Bereich von Punkt C (Ferse). Dieser wird in Abb. 2 durch ein schwarzes Kreuz und in Abb.3 durch einen weißen Pfeil dargestellt.

Der vordere Bogen werde von den fünf metatarsalen Strahlen gebildet, wobei der erste Strahl der Höchste sei mit einem Winkel von $18-25^\circ$ zum Untergrund. Dieser Winkel nehme mit den folgenden Strahlen 2 (15°) bis 5 (5°) beständig ab ⁵⁰.

In diese Zuggurtungskonstruktion würden nur temporäre Höchstbelastungen muskulär auffangen, Dauerbelastungen übernähmen die oberflächlichen und tiefen plantaren Bänder. Unter Belastung erfahre der Bogen eine messbare Abflachung unter gleichzeitiger Fußverlängerung und Verbreiterung in Abhängigkeit von der individuellen muskuloligamentären Stabilität ⁴¹.

Zum Verständnis des Konzeptes der Tripodentheorie sind Erläuterungen wie von Rotherth vorgenommen hilfreich ⁷⁷. Der Bogen sei unter geometrischen Gesichtspunkten eine gekrümmte Linie bzw. ein gekrümmter Balken. Statisch betrachtet sei es ein überbrückendes Tragwerk, wobei der Bogen zwischen 2 Widerlagern auf Druck beansprucht werde. Die Last werde in 2 Richtungen abgetragen.

Das Gewölbe sei unter geometrischen Gesichtspunkten eine gekrümmte Fläche, die im Querschnitt bogenförmig sei. In der Statik verstehe man unter dem Gewölbe eine Schale. Die Last werde durch Längsbeanspruchung in allen Richtungen Ihrer Fläche aufgenommen und über die Ränder abgetragen ⁷⁷.

In der Arbeit von Weijers et al. 2005 wird die Fähigkeit der Druckableitung zu den Rändern (MTK 1 und 5) und die Ortsfestigkeit derselben als Bedingung der Existenz eines funktionellen Fußquergewölbes, aber nicht als Notwendigkeit für die Betrachtung als geometrisches Gewölbe angesehen ⁹¹.

Bei den Vorstellungen von Kapandji ist also diesen Begriffserläuterungen zufolge von der Form des Vorfußes von einem Gewölbe auszugehen ⁵⁰.

Zum Zustandekommen dieser Gewölbewirkung müsse von einem MTK zum nächsten Druck übertragbar sein und die Auflagepunkte, im Vorfuß MTK 1 und 5, müssten stabil gelagert sein, d.h. weder in horizontaler noch in vertikaler Richtung auseinanderweichen können ³⁸.

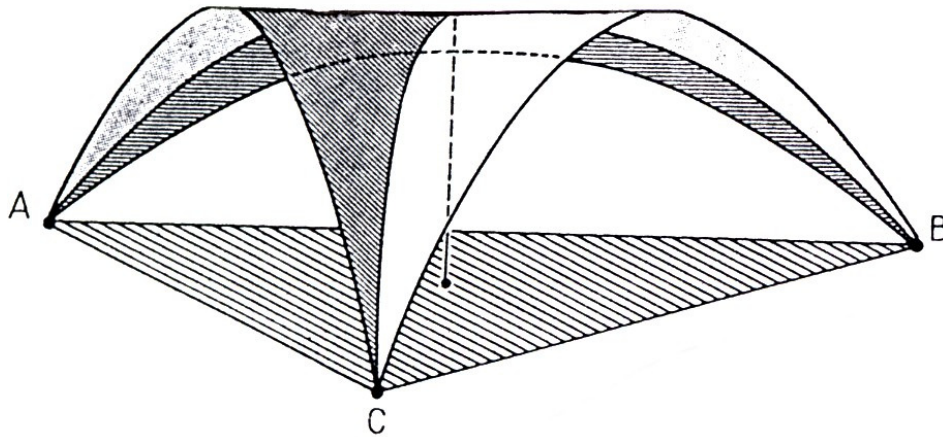


Abb.1: dreidimensionale Konstruktion des Fußes (Bildquelle: Kapandji, I.A. 1985 ⁵⁰)

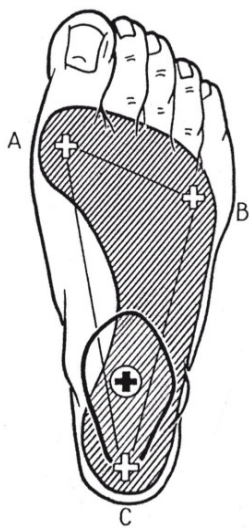


Abb.2: Der Fuß von dorsal betrachtet
(Bildquelle: Kapandji, I.A. 1985 ⁵⁰)

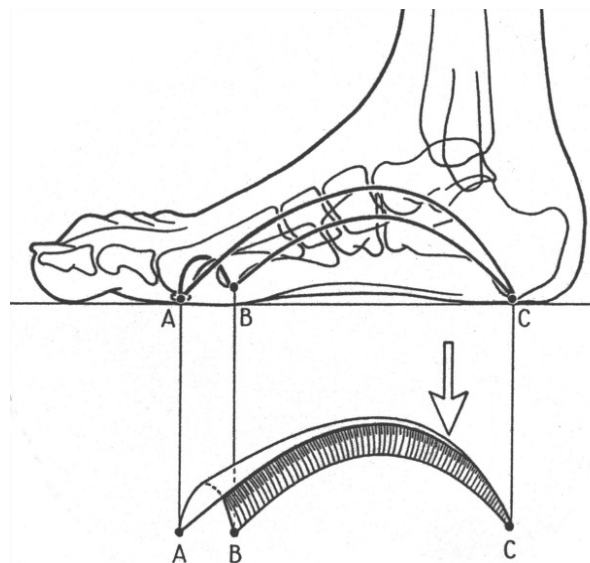


Abb.3: Der Fuß von medial gesehen
(Bildquelle: Kapandji, I.A. 1985 ⁵⁰)

Ähnlich beschreibt Hohmann eine Querwölbung der Fußwurzelknochen, die von lateral mit dem Würfelbein aufsteige, im 2. Keilbein ihre Höhe erreiche und sich mit dem os cuneoforme mediale wieder nach medial senke ⁴⁰. An diesen Aufbau der Tarsalien schließe sich die Metatarsalreihe mit einem ebenfalls zur Längsachse des Fußes quergestellten Bogen an. Dieser werde jedoch nach vorne zu je mehr die Metatarsalien fächerförmig auseinandergehen, immer flacher ⁴⁰.

Die Vorstellung der Dreipunktunterstützung des Vorfußes wird u.a. auch von den Anatomen Fick, Virchow und Strasser vertreten, wobei hier die tendomuskuloligamentären Strukturen zur Verspannung des Gewölbes im Vorfußbereich Beachtung finden ⁴⁰.

Die Unterschenkelmuskulatur spiele eine entscheidende Rolle, denn für einen intakten Vorfuß sei ein Gleichgewicht zwischen den Supinatoren (vor allem M. triceps surae und M. tibialis posterior) und den Pronatoren (Mm. Peronei) des Fußes notwendig ²⁸.

Kapandji geht von einer muskulär gesicherten aktiven Verspannung des Fußquergewölbes aus. Hierfür sei das caput transversum des M. adductor hallucis und die Sehne des M. peroneus longus sowie tibialis posterior zuständig ⁵⁰.

Der muskuläre Sicherung des Quergewölbes mit dargestelltem Sehnenverlauf zeigt Abb.4. Das caput transversum des M. adductor hallucis (Ad.H.) hat eine transversale Orientierung. Der M. peroneus longus (PL), als wichtigster Muskel, verläuft mit seiner Sehne schräg medial. Vom M. tibialis posterior (TP) ziehen die plantare Insertionen schräg nach vorn-lat. (s.Abb.4).

Die muskuläre Sicherung der Längswölbung erfolge medial durch u.a. den abductor hallucis (Ab.H.) und lateral den abductor digiti minimi. Zwischen den genannten randständigen Längsverspannungen unterstütze der M. flexor digitorum brevis (FDB) die Längswölbung der drei mittleren Strahlen (s.Abb.4).

In den Schnittebenen I- III der Abb.4 sieht man die jeweiligen knöchernen Elemente mit der dazugehörigen muskulären Sicherung des Quergewölbes.

Bei Schnittebene I ist der Vorfuß mit den MTK 1-5 dargestellt. A (MTK1) und B (MTK5) seien die Rand/ Tragpfeiler des Gewölbes.

In Schnittebene 2 auf Höhe der ossa cuneiformia werde der Bogen durch die 4 Elemente, die ossa cuneiformia (C1-3) und das cuboid, gebildet. Nur das cuboid habe mit dem Untergrund Kontakt. Das os cuneiforme intermedium (C2) stelle mit dem 2. Metatarsale den First der Wölbung.

Auf Höhe der Schnittebene 3 stütze sich die Wölbung nur noch lateral auf dem cuboid. Das os naviculare schwebe über dem Boden.

Die Querwölbung werde gesichert durch einen Querzug in jeweils entgegengesetzter Richtung vom Mm. tibialis posterior und peroneus longus ²⁸.

Passiv erfolge die Verspannung durch das Ligamentum metatarsale transversum profundum ⁵⁰.

Tillmann beschreibt zusätzlich ein gemeinsames wirken im Sinne einer funktionellen Einheit auf die Verspannung der knöchernen Elemente des Vorfußes in frontaler Ebene durch das Ligamentum metatarsium transversum profundum in Zusammenwirken mit dem caput transversum des M. adductor hallucis⁷. Auch die Plantaraponeurose wirke über die Fasciculi transversi und das Lig. metatarsale transversum superficiale auf die Verspannung des Vorderfußes ein⁷.

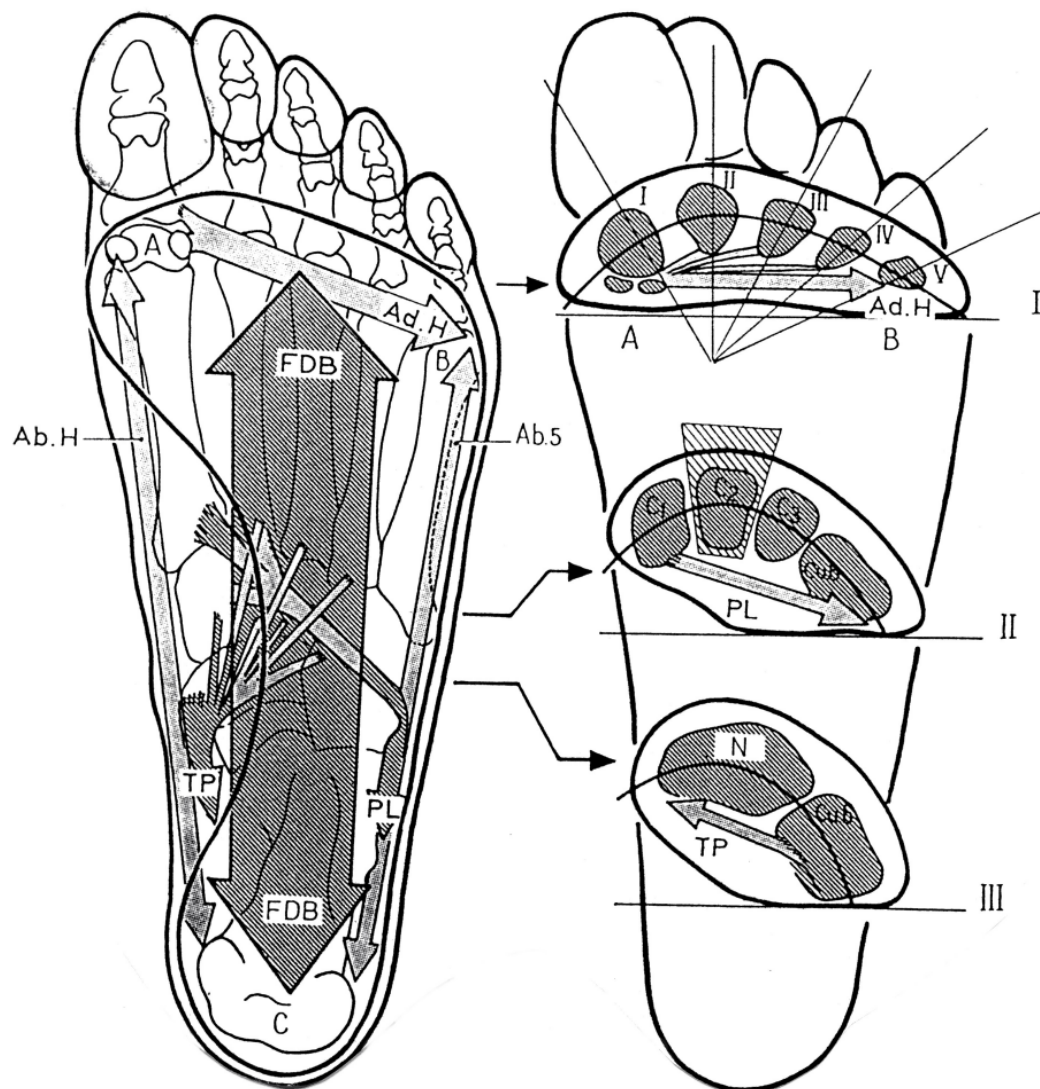


Abb.4: Ansicht auf die Planta eines Fußes nach Kapandji (Bildquelle: Kapandji, I.A. 1985⁵⁰)

2.4.2 Nachweis der Tripodentheorie durch Methoden/ Studien

2.4.2.1 Sonografie

Aufgrund einer Sonomorphologischen Studie an 100 Füßen mit Unterteilung in 4 Gruppen (G1- Spreizfuß, G2-Normalfuß, G3-Beschwerdefrei und morphologisch nicht eindeutig zuordnungsfähig, G 4 postoperativ nach Helal Osteotomie) wurden 1991 von Tschauner, Kohlmaier und Graf Kriterien für die Festlegung Normal- Spreizfuß entwickelt ⁸⁴.

In der Anschlussstudie 1993 von Tschauner wurde der Einfluß der Pelotte auf die Höhe der Querverwölbung bei Normal- und Spreizfüßen ebenfalls an 100 Füßen untersucht ⁸³.

Die Sonografie erfolgte mit einem 5 MHZ- Linearschallkopf. Dieser und ein 2 cm breites Gelkissen wurden quer zur Fußlängsachse in eine Untersuchungsplattform eines Holzkastens bündig integriert. Gelkissen und Fußplatte bildeten eine glatte, ebene Untersuchungsplattform.

Die Abtastung der MTK des Vorfußes erfolgte von plantar und quer zur Fußlängsachse. Als sog. Landmarken für die Einstellung einer Standardsehnitebene wurden die beiden Sesambeine und das MTK 5 gewählt.

In der 1. Pilotstudie wurde ein standardisierter Untersuchungshergang entwickelt mit 2 unterschiedlichen Untersuchungspositionen.

1. Probandenfuß unbelastet: Der Proband sitzt und hat seinen Fuß mit dem Eigengewicht des Beines bei gleichzeitig rechtwinklig gebeugter Knie und Hüfte auf der Untersuchungsplattform ruhend.
2. Probandenfuß belastet: Der Proband steht im Einbeinstand mit zum Ballenstand erhobenen Fuß auf der Untersuchungsplattform.

In der 2. Pilotstudie wurde die Belastungsposition modifiziert. Der Proband wurde stehend im Einbeinsohlenstand untersucht. Zudem wurde die Wirkung einer retrokapitalen Pelotte mit Hilfe eines Spezialgelkissens simuliert.

Ergebnisse:

1. Studie

In der unbelasteten Untersuchungsposition bestehe beim Normal- und postoperativen Fuß eine dorsalkonvexe Krümmung mit Scheitel beim 2. Strahl (s. Tripodentheorie).

Beim Spreizfuß seien die MTK nebeneinanderliegend oder plantarkonvex mit Scheitel beim 3. Strahl.

Belastet ändere sich bei Spreizfüßen nur ein zunehmender Grad der plantarkonvexen Wölbungsinversion, der Scheitel bleibe gleich. Bei Normalfüßen komme es zu einer Wölbungsinversion nach plantarkonvex mit Scheitelpunktverschiebung zum 3. Strahl.

Bei den untersuchten postoperativen Füßen zeige sich keine Änderung der Wölbungsarchitektonik in der belasteten Position des Fußes^{83, 84}.

2. Studie

Bei Normalfüßen sei der Einfluß der Pelotte unter Belastung hochsignifikant, beim Spreizfuß gerade noch statistisch signifikant. In der unbelasteten Position zeige die Pelotte bei Spreizfüßen aber keine Wirkung mehr^{83, 84}.

Um Aussagen zu treffen zwischen Form und Funktion gesunder Vorfüße wurden von Hermann 1995 Ultraschall (n= 172) und Druckmessungen (n= 119) durchgeführt³⁸.

Die Ultraschalluntersuchung zur Messung des Knochen-Bodenabstandes der MTK erfolgte durch schräge Schnitte von plantar mittels eines 7,5 MHZ Linear- Schallkopfes im Liegen und Stand gemessen. Die dynamische Druckmessung erfolgte unter standartisierten Bedingungen mit EMED SL Sytem (Fa. Novel GmbH).

Sowohl im Liegen als auch im Stand fand Sie zunehmende Knochen-Bodenabstände in der Reihenfolge MTK1, MTK5, MTK4, MTK3 und MTK 2. Die Dicke des Sohlenpolsters sei demzufolge am Größten unter dem MTK 2 und am geringsten unter dem 1. und 5. MTK.

Im Alter finde eine zunehmende Plantarisierung statt. Signifikant sei diese Veränderung bei der Gruppe der über 60 jährigen im Vergleich zur Gruppe der unter 30- und der 30- 60 jährigen. Zwischen den beiden letztgenannten Gruppen gebe es bezüglich der Plantarisierung keine relevanten Unterschiede. Im Stand nehme die Bogenhöhe im Vergleich zur unbelasteten Position durchschnittlich signifikant um 1,09 mm (27,5%) ab.

Das unterschiedliche Gewicht habe keine signifikanten Unterschiede ergeben.

In Bezug auf den Unterschied Liegen und Stehen sei eine relativ geringe Mobilität (Änderung des KBA) unter MTK 1 und 4 vorhanden. Der 2. Strahl sei der beweglichste gefolgt vom 3. und

5. Strahl. Eine signifikante Abnahme der Beweglichkeit sei nach dem 60. Lebensjahr zu verzeichnen.

Die Drücke seien am Höchsten unter dem 2.- und 3. MTK.

Anatomisch wird eine klassische Bogenform im Vorfuß angenommen. Die Form sei bedingt durch die adäquate Weichteilabpolsterung als Reaktion auf die Höhe des Druckes. Aufgrund der Richtung der funktionellen Fußlängsachse seien die höchsten Druckwerte unter dem mittleren Vorfuß. An dieser Stelle sei das größere Weichteilpolster und die MTK werden im Vergleich zu den Randstrahlen mehr nach dorsal gedrängt. Eine Bogenfunktion der Metatarsalreihe bestehe nicht, d.h. funktionell bestehe kein Fußquergewölbe³⁸.

Die Arbeit von Waldecker widerspricht eindeutig der These eines vermehrten Fettpolsters als Anpassungsreaktion auf eine vermehrte plantare Belastung⁸⁸.

Die Fragestellung war, ob die plantare Fettatrophie eine Ursache der Metatarsalgie und der Entstehung eines Spreizfußes sei. Es wurde das plantare Fettpolster unter 100 symptomatischen Füßen unter MTK 2. und 3. gemessen. Schmerzintensität und Frequenz wurden bestimmt mit der visuellen Analogskala und der verbalen Ratingskala. Anwendung fand zudem die Sonografie.

Zusammenfassend sei die Spreizfußdeformität nicht mit einer Abnahme des Fettpolsters verbunden. Zudem seien Intensität und Höhe der Schmerzen unter dem Vorfuß nicht mit der Dicke des Weichteilpolsters korrelierend⁸⁸.

Auch in einer Publikation aus China wird 1993 die Anpassung des Vorfußes an den Druck in Frage gestellt.

In dieser Publikation von Zhonghua wai ke za zhi wurde festgestellt, dass im Vergleich Normalfuß versus Hallux valgus der plantare Druck bei Hallux valgus unter MTK 2 und 3 höher sei. Mit der weiteren Zunahme des Hallux valgus und somit der Vorfußbreite bei der Gruppe mit Hallux valgus nahm der Druck aber unter dem MTK 1 ab⁹⁷.

Dieses widerspricht der Theorie von Herrmann, bei der es zu einer Druckzunahme bei zunehmenden Hallux Valgus Winkel kommen müsse³⁸.

2.4.2.2 Druckverteilungsanalyse:

Bei Pliquet und Helm wurde 1967 an drei verschiedenen Füßen (Normal-Hohl –Spreizfuß) die Druckverteilung unter der Fußsohle während des Abrollvorganges und im Stand bestimmt ⁷³.

Dieses geschah mit Hilfe einer ortsfesten Apparatur, bei der eine Gummimatte mit Pyramidenmustern auf einer stabilen Glasplatte während des Abrollvorganges des Fußes belastet wurde. Zwischen Gummimembran und Glasplatte kam ein Kontrastmittel.

Bei Belastung seien durch die Abplattung der Pyramidenstümpfe unterschiedlich große Stumpfflächen entstanden mit deren Hilfe auf die örtliche Druckbelastung geschlossen werden konnte. Diese wurden über einen 45° geneigten Spiegel abfotografiert oder gefilmt.

Über einen elektronischen Grauton-Farbumsetzer ließen sich farbige Isobarendarstellungen erzeugen. Durch Eichung der Messmatte wurde jeder Farbisobare ein Druckwert (N/cm) zugeordnet.

Ergebnisse:

Bei Normalfüßen seien die drei Hauptstützpunkte unter der Ferse, dem Großzehenballen (capitulum von os MT1 und os MT2) sowie dem Kleinzehenballen (ossa MT4 und 5).

Beim Knick- Senk- Spreizfuß seien ebenfalls diese drei Hauptstützpunkte vorhanden nur sei die Fußaußenkante im Vergleich zum Normalfuß verbreitert. Beim Hohlfuß stelle sich Vor- und Rückfuß getrennt dar, eine Fußaußenkante sei nicht zu erkennen. Am Vorfuß falle die verstärkte Belastung der Großzehe auf ⁷³.

Zudem wurden von Stummbaum und Diebschlag in den achtziger Jahren Kraftaufnehmer für ein ortsbewegliches System entwickelt, die eine Druckmessung im Sportschuh ermöglichten. Beidfüßig aufrecht stehend ruhe 75% des Körpergewichtes auf der Ferse und 25% auf dem Vorfuß ²³.

Diebschlag beschrieb 1982 ermittelte quantitative Druckverteilungsbilder in Isobarenstellung an der Fußsohle barfuß beim Stehen und Gehen mit Hilfe ortsfester und ortsbeweglicher Systeme.

Er verwies auf druckmesstechnische Erweiterungen an der Fußsohle durch Elftman, Pliquett, Helm und Cerwenka²³.

Neue Erkenntnisse in Bezug auf die Tripodentheorie ergaben sich dadurch nicht²³.

Diese Untersuchungen waren für damalige Verhältnisse sehr aufwendig, sind aber aufgrund heutzutage viel genauerer Druckmessungen mit Computerauswertungsmöglichkeit und Finite Elemente Studien^{13, 48, 17} überholt.

Diese neueren Druckmessmethoden falsifizieren eine tripedale Abstützung. Druckpodometrische Studien, die diese These verifizieren, sind meist vor 1990 publiziert.

2.4.2.3 Trittspuruntersuchung

J. Grifka nahm 1996 eine Graduierung des Fußquergewölbes in Grad 1 bis 3 anhand einer Trittspuruntersuchung vor³⁴.

Zur Trittspurentnahme stand der Proband auf einem Bein. Der betreffende Fuß wurde zur Erstellung eines Farbabdruckes nach stellen auf ein Trittspurblatt mit dem gesamten Körpergewicht belastet. Anhand der Trittspur erfolgte eine Fußgewölbeeinteilung.

Ergebnisse:

Bei unauffälligen Quergewölbe seien die Hauptbelastungspunkte unter MTK1 und 5. Unter MTK2 und 4 zeige sich ein gleichmäßiger geringer Druck, der etwa dem der Quergewölbebrücke entspreche.

Bei Grad 1 seien die Metatarsalköpfchen noch gegeneinander verschieblich. Es herrsche unter den MTK1-5 ein ungefähr gleichmäßiger Druck.

Bei Grad 2 seien die mittleren Strahlen stärker belastet oder der Ballen MTK1 zeichne sich gleichstark wie die eingesunkenen Mittelfußstrahlen ab.

Bei Grad 3 zeichnen sich die mittleren Strahlen wesentlich stärker als der Großzehenballen ab. Das Quergewölbe sei hier eingesunken und nach dorsal konkav gebogen³⁴.

Die Einteilung ist für akademische Zwecke sicherlich hilfreich, basiert aber auf einer ungenauen Untersuchungsmethode. Trittspurmessungen bilden die einzelnen MTK kaum oder nur sehr ungenau ab. Zudem kommt bei dieser Untersuchung der Stand auf einen Bein hinzu, der für viele Patienten nur unsicher möglich ist und durch notwendige Verlagerung des Körpergewichtes den Körperschwerpunkt verändert und somit auch nicht dem normalen Stand widerspiegelt.

2.4.2.4 Radiologische Diagnostik

Seitz verglich Anfang des 20. Jahrhunderts Röntgenbilder von belasteten und unbelasteten Füßen. Er untersuchte dabei 100 Füße ohne jede Auswahl.

Er maß eine Vorfußverbreiterung um 1,0 cm unter Belastung und schloß darauf auf eine Abflachung des Metatarsalbogens bei jedem Schritt ⁴⁰.

Becker, Grau und Obens beschrieben in Ihrer Publikation von 1994 Vorfußdeformierungen bei planem und balligem Untergrund. Es wurde die durch einen Sportschuh begünstigte Deformität bei Belastung auf planem und konkaven Untergrund analysiert ⁷.

Diese erfolgte mit Hilfe von Röntgen, CT und MRT sowie anhand von Druckverteilungsmessungen mit aus strahlendurchlässigen Holz gefertigten gewürfelten, an die Dynamik des Abrollvorganges angepassten Druckverteilungsmesssohlen. Eine Sohle war plan, eine konkav geformt. Dadurch wurde dem Fuß eine plane oder konkave Unterfläche geboten. Die Druckverteilungsmessungen erfolgten am Laufband und wurden an 5 Probanden mit gesunden Füßen vorgenommen.

Ergebnisse:

Die radiologischen Messungen im beidbeinigen Stand (Ausnahme MRT- im Liegen mit Fuß gegen Versuchsanordnung gedrückt) zeigten eine Veränderung der Vorfußanatomie, d.h. des Fußquergewölbes unter statischer Belastung.

Bei planem Untergrund zeigte sich unter MT1 bis MT5 kein Bogen mehr, sondern eine Anpassung und somit Abflachung bis zur Horizontalen.

Bei konkaven Untergrund bildete sich ein plantarkonvexer Bogen. Der Vorfuß fächerte sich auf.

Die Druckverteilungsmessungen zeigten unter MT 2 und 3 hohe Druckspitzen bei planem Untergrund, bei konkavem Untergrund hingegen bestand zunächst die Hauptbelastung unter der Ferse, MTK1 und MTK 5. Anschließend schlug das Vorfußgefüge nach plantar durch mit dann vermehrter Belastung unter MT 2 und 3. Die Maximalbelastung unter MT2 und 3 war aber bei planem Untergrund höher.

Die Arbeitsgruppe ging zusammenfassend von der Existenz eines Fußquergewölbes in der unbelasteten Vorfußposition aus, welches belastet die Fähigkeit zur dynamischen Anpassung an verschiedene Untergründe mit dann Verlust des transversalen Gewölbes zeigte ⁷.

Eine relativ aktuelle Publikation 2003 aus den USA von Hastings et al. beschreibt die Möglichkeit Daten des Spiral-CT mit Daten des plantaren Druckes zu kombinieren ³⁶. Der Fuß wurde bei der Untersuchung in ein Pixelraster von 5,08 mm Größe unterteilt. Die Daten der Tomografie zeigten auf dem festgelegten Pixelraster eine 98% (maximal ein Pixel Unterschied) Übereinstimmung der anatomischen MTK- Position zu dem gemessenen maximalen Druck der MTK mit dem Drucksensor. Diese Arbeit räumte jedoch ein, dass es notwendig sei 3- dimensionale Modelle zu entwickeln, die die Druckverteilung und die anatomische Lage des Fußes während unterschiedlicher Position und Tätigkeit des Fußes bestimmen ³⁶.

Die CT Diagnostik bildete bei dieser Arbeit nur 2- dimensional die Position des MTK ab, sagte aber nichts über den KBA der MTK aus.

In der Arbeit von Weijers et al. 2005 wurden 10 Erwachsene (5 Frauen und 5 Männer) mit beschwerdefreien Normalfüßen mittels Spiral- CT und Drucksohlenmessung in simulierten 4 verschiedenen Auftrittsphasen des Fußes beim normalen Gang (Auftritts-, Mittelstands-, Vorfußbelastung- und Abstoßphase) untersucht ⁹¹. Sowohl unbelastet als auch in den Belastungsphasen forme der Vorfuß kein geometrisches Gewölbe. Die Dicke des plantaren Weichteilpolsters nehme in allen 4 Phasen von lateral nach medial zu. Demzufolge steige der MTK Bodenabstand von lateral nach medial. Nehme man als tiefsten Punkt medial aber nicht das MTK 1 sondern das dazugehörige mediale oder laterale Sesambein mit den niedrigsten KBA (wie bei Hermann), so forme sich ein geometrisches Gewölbe.

Ob nun im Vorfußbereich ein Quergewölbe bestehe sei abhängig von der Betrachtungsweise. Funktionell bestehe kein Gewölbe, da die „Säulen“ (MTK 1 und 5) des Gewölbes nicht ortsfest, d.h. positionsstabil seien und die Druck im Vorfuß nicht in Richtung der Säulen abgeleitet werde. Prozentual betrachtet sei der Hauptdruck in allen Belastungsphasen (Mittelstands-, Vorfußbelastung- und Abstoßphase) unter dem MTK 2. Der absolut gemessene Maximaldruck in der Mittelstands- und Vorfußbelastungsposition sei unter dem 3. MTK und in der Abstoßphase unter dem MTK 2. Bei einem funktionellen Gewölbe sei der Hauptdruck und der Maximaldruck unter MTK 1 und 5.

Unter Belastungswechsel von der unbelasteten (Auftrittsphase) auf die belastete Position (Mittelstandsphase) komme es zu einer signifikanten Plantarisierung der MTK bzw. Abnahme des plantaren Weichteildicke unter den einzelnen MTK. Bei dem Vergleich der anderen Belastungsphasen (Mittelstands-, Vorfußbelastung- und Abstoßphase) zeige sich mit ansteigender Vorfußbelastung eine abnehmende Weichteildicke unter den MTK, welche aber nicht signifikant sei. Eine Korrelation des Druckes mit dem plantaren Weichteilpolster bestehe nicht. Die Druckabsorption gemessen an der zunehmenden Plantarisierung der MTK unter zunehmender Vorfußdruckbelastung in den Belastungsphasen (Mittelstands-, Vorfußbelastung- und Abstoßphase) sei unter MTK 2 am Höchsten und nehme in der Reihenfolge MTK 1, 3, 4, 5 zunehmend ab.

Allgemein betrachtet ist die radiologische Diagnostik relativ schwer zu beurteilen, da tangential Röntgenaufnahmen des Vorfußes zur überlagerungsfreien Darstellung der MTK eine Dorsalextension der Zehen, ähnlich dem Zehenspitzenstand, notwendig machen. Diese Stellung ist keine Normalposition und somit mit druckpodometrischen und sonografischen Messungen schwer vergleichbar ^{43, 87}.

2.5 Quergewölbefreie Theorien

2.5.1 Das theoretische Konzept

Die Hauptabstützung im Vorfuß erfolge gleichmäßig, zentral oder unterschiedlich verteilt über die Mittelfußknochen. Eine tripedale Abstützung des Fußes bzw. bipedal über MTK 1 und 5 im Vorfuß sei jedoch nicht vorhanden ^{7, 24, 25, 26, 62, 75, 78, 80, 81}.

Bedenken gegen die Dreipunktunterstützung wurden schon Ende des 19. und Anfang des 20. Jahrhunderts u.a. von Beely (1882) und Abramson (1927/1929) geäußert ^{1, 7, 8, 37}.

Beely (1882) sah aufgrund der Untersuchung der Vorfußbeschwielung, Schuhuntersuchung und Gipsabdruck vom Fuß die Hauptlast des Fußes unter der Ferse und den MTK 2 und 3, den sog. zentralen Mittelfußknochen ⁴¹.

Beely und Abramson meinten, der vordere und laterale Bogen existiere nur theoretisch. Sie verglichen den Fuß mit einem Dachstuhl, dessen 2 Säulen im First miteinander verbunden

seien, wobei ein Spanriegel an der Basis ein Aufspreizen der Konstruktion vom First her verhindere⁷.

Eine zentrale Abstützung wurde auch später in den 90 er Jahren anhand einer Druckverteilungsmessung von Henning und Milani³⁷ und auch anderen Autoren angenommen^{33, 45, 46}. Die aktuellen Druckverteilungsmessungen und Finite Elemente Studien bestätigen den Hauptdruck im Vorfuß unter den zentralen MTK^{32, 48, 49, 90}.

Abramson (1929) nahm eine unterschiedliche Druckverteilung vom 1. zum 5. MTK von 2:1:1:1:1 aufgrund einer „einfachen“ Druckverteilungsuntersuchung (s. 2.5.2.1.) an³⁷.

Das Gewicht werde von allen Mittelfußknochen getragen. Zu dieser Erkenntnis gelangen Vidalot (1993) und Kummer (1985). Sie beschrieben eine flächige Belastung der Zehen 1 bis 5 und fanden im untersuchten anatomischen Präparat keine Querwölbung⁷.

2.5.2 Nachweis durch folgende Methoden/ Studien

2.5.2.1 Druckverteilungsanalyse/ Finite Elemente/ CT und MRT

Historisch betrachtet geben uns die Anfang des 20 Jahrhunderts publizierten Ergebnisse von Druckverteilungsmessungen einen ersten Anhalt über die plantare Belastung des Vorfußes.

Staudinger unternahm 1895 Druckmessungen am Fuß mit Hilfe eines Apparates, der aus einer verschiebblichen Metallplatte bestand, in die eine Messdose eingebaut wurde⁴⁰.

Bei Belastung der Platte wurde ein Lichtstrahl auf einen mit der Platte gekoppelten Film geworfen. Durch Druckschwankungen entstanden Druckkurven, die auf das Skelett durch ein Röntgenbild übertragen wurden.

Ferse und MTK1 trügen demnach die Hauptlast. Die Belastung von MTK1 zu MTK5 falle in einer gleichmäßigen Kurve ab⁴⁰.

Abramson untersuchte 1929 zur Quantifizierung der Druckverhältnisse des Fußes im Stand wie tief Stahlkugeln beim Stand in eine weiche Bleiplatte eingedrückt werden. Aus den Ergebnissen folgerte er, dass eine Druckverteilung von 2:1:1:1:1 vom 1 bis zum 5. MTK existiere³⁷.

Klemt untersuchte in den 30er Jahren mit einem von Basler hergestellten Messgerät („Schienenapparat“) die vorderen Sohlenstützpunkte. Der Proband trat auf drehbare Eisen-schienen, die auf einem Rost angebracht waren. Durch das Senken der Schienen wurden Stahl-seiten am hinteren Ende der Schienen angespannt. Die Kraft des Durchtretens der Schienen wurde nach der Schwingungszahl der Saiten entsprechend gemessen. Bei den meisten Proban-den war die höchste Kraftmessung unter der mittleren Sohlenpartie ⁴⁰.

Abramson, Staudinger und Klemt geben uns erste Anhalte für die Druckverteilung unter der Fußsohle. Es wird aber noch mit relativ ungenauen Meßmethoden gearbeitet, da die Möglich-keiten zur computergestützten Verarbeitung und eine Messung mit kleinen Drucksensoren noch nicht bestand.

Die Arbeitsgruppe um Beierlein, Diebschlag und Müller- Limmroth untersuchten 1977 mit einem stationären Druckverteilungsmessgerät insgesamt 16 Probanden ⁶¹.

Aus einer Gruppe von 1000 Bundeswehrsoldaten wurden 4 Personen mit unauffälligen Füßen, 4 mit Spreizfuß, 4 mit Knickplattfuß und 4 mit kombinierten Platt- und Spreizfuß ohne genaue-re sonstige Angaben selektiert.

Das Gerät ermöglichte eine zeitsynchrone Messung und Aufzeichnung von Druckverteilung und Komponenten der resultierenden Kraft unter der menschlichen Fußsohle beim Stehen und Gehen. Dabei wurde eine Silikonkautschukmatte mit 40000 Einzelpyramiden der Größe 2x2x1 mm durch den Fuß gegen eine Acrylglasplatte gedrückt. Gegen ein Kontrastmittel wurden die entstandenen Druckbilder auf 60 Bilder/s gespeichert. Durch eine elektronische Synchronisati-on konnten Kraftkurven und Druckverteilungsbilder einander nachträglich zugeordnet werden ⁹.

Die von den 1000 Füßen selektierten 4 Normalfüße zeigten bei der Lastverlagerung beim ste-henden Probanden eine gleichmäßige Verteilung der maximalen Druckwerte im Vorfuß.

Beim untersuchten Senkspreizfuß (n=4) wurde die Hauptlast von den MTK 2-4 getragen. Die-ses verifizierte für die Autoren die Diagnose Spreizfuß.

Der dynamische Abrollvorgang eines Normalfußes zeigte folgendes:

1. Beginn mit dem Aufsetzen der Ferse.
2. Verlagerung der Last nach medial mit im folgenden ca. gleichmäßiger Lastverteilung von Ferse und Vorfuß. Der laterale Fußrand zeigte nur einen leichten Abdruck.
3. Im weiteren Verlauf wurde die Last nach vorn und medial verlagert bis zum 1. und 2. Zehen-ballen. Beim Abstoßen bestand nur noch ein Kontakt von 1. und 2. Zehe.

Der Plattspreizfuß zeigte eine deutlich stärkere Belastung der MTK 2. und 3. ⁶¹.

Für eine Studie wurden hier relativ wenige Personen untersucht in Anbetracht der Ausgangsmenge von 1000 Personen. Die Menge der Soldaten mit einem Normalfuß müsste bei Annahme einer die Durchschnittsbevölkerung repräsentierenden Grundgesamtheit deutlich höher als 0,4 Prozent liegen. Es kann hier aufgrund der starken und unklar festgelegten Selektion nur von einem Deutungsversuch gesprochen werden. Dieser stellt die Tripodentheorie beim Normalfuß in Frage, da im Stand eine gleichmäßige Verteilung im Vorfußbereich vorlag.

Cavanagh et Al., die 1987 von 107 Personen beiderlei Geschlechtes plantare Vorfußdrücke (Sensordichte von 1cm^2) unter einem symptomfreien Fuß barfuß stehend erhoben, unterteilten den Fuß in 10 Zonen¹⁶. Bei der Unterteilung in Vor- Mittel- und Rückfuß entfielen 60% des plantaren Druckes auf den Rückfuß, 8% auf den Mittel- und der Rest auf den Vorfußbereich.

Im Bereich des Vorfußes bestand eine 3- zonale Unterteilung in MT 1, MT 2 und laterale Metatarsalregion. Der Hauptdruck bestand unter der lat. Metatarsalregion gefolgt von MT2.

Den Autoren zufolge sei der Hauptdruck unter MTK 2 und 3, wobei die Zone vom MT 3 nicht direkt gemessen wurde, da sie unter die laterale MT- Zone fiel. Eine Korrelation zwischen Gewicht und gemessenen Druck fanden sie nicht. Sie führten aus, dass der gemessene Druck während des Standes nur 30 % des Druckes beim Gehen und 16 % unter Laufbelastung betrage¹⁶.

Die Fähigkeit zur Veränderung der Vorfußarchitektonik im Sinne einer Verbreiterung respektive Verschmälerung des indolenten „normalen“ Vorfußes bei unterschiedlicher Belastung wird in den Arbeiten aus dem Japanischen erschienen 1986, 1991 und 1993 von Nippon Seikeigeka Gakkai zasshi deutlich^{66, 67, 68}.

In der 1993 publizierte Arbeit desselben Autors stellte er bei plantaren Druckmessungen beim Gangablauf von 31 erwachsenen Normalfüßen mit dem Pedobarogramm ANIMA-G2800 3 Typen von Vorfußdruckverteilungsmustern fest. Typ A hatte den Maximaldruck unter MTK 1, Typ B unter MTK 2. und 3 und Typ C unter MTK 1.-3 bzw. 1. und 3. Typ A hatte den schmalen Vorfuß, die größere Vorfußinversion und die größere Schrittbreite als Typ B⁶⁷.

Demzufolge schien druckpodometrisch eine Anpassung der Vorfußdruckverteilung auf eine unterschiedliche Fußform vorzuliegen, um einen glatten und effektiven Laufschrift zu gewährleisten. Zudem bestand beim Gangablauf eine Kombination der 3 Verteilungsmuster bei jedem Probanden. Womit ein Wechsel der Druckverteilung nicht nur als Anpassung auf den unter-

schiedlichen Fuß, sondern auch als Änderung der jeweiligen Phase des Gangablaufes gesehen werden mußte.

Henning und Milani nahmen 1993 an nicht pathologischen Füßen Druckverteilungsanalysen von 111 Probanden, welche im beidbeinigen Stand und im Gehen erfolgte, vor³⁷.

Es handelte sich um eine zufällige Auswahl von Fußgängern der Innenstadt in Essen.

Das angewandte Druckmessverfahren arbeitete mit einer doppelt so hohen Auflösung (von 2 Sensoren/cm²) wie Cavanagh 1987 (1 Sensor/cm²) und einer Abtastrate von 20 Messungen/s. Die Meßsignale wurden im Computer gespeichert und ausgewertet.

Die erfassten Maximaldrücke im Gehen und beim Stand seien unter MT 3 größer als bei MT 1 und 5. Sie fanden zudem eine belastungsabhängige Drucksteigerung beim Gehen im Vergleich zum Stand im Bereich der Ferse bis zu 2,2 fach und unter den MT bis zu 4,5 fach.

Sie kamen zu dem Schluß, dass eine Dreipunktunterstützung weder für einen statischen noch dynamisch belasteten Fuß bestehe.

Es müsse von einer Zweipunktunterstützung mit Hauptbelastung in der Ferse und im mittleren Vorfußbereich ausgegangen werden³⁷.

Becker, Grau und Obens führten 1994 Druckverteilungsmessungen am Laufband (4,5 km/h) durch⁷. Die Messungen erfolgten an fünf Probanden mit gesundem Fuß und radiologischem Ausschluß einer Arthrose und Fußfehlform. Die Druckverteilungsmessungen wurden mit einer stationären Messplattform, Auflösung 4 Sensoren/cm², und mit Druckverteilungsmesssohlen aus Leder und speziell geschliffenen Holz, die einen konkaven oder planen Untergrund simulierten, Auflösung nur 1 cm², durchgeführt.

Sie stellten fest, dass bei planem Untergrund zentral unter MT 2 und 3 eine Druckspitze sei.

Bei konkaven Untergrund finde sich initial eine Dreipunktbelastung aus Ferse, MT1 und MT5 und anschließend baue sich der Druck auf MT2 und 3 auf, wobei der maximale Druck geringer sei als bei planem Untergrund. Allerdings führe die Aufbiegung des Vorfußes bei diesem Untergrund zu einer Vorfußdeformität, indem MT2 und MT3 „durchschlagen“⁷.

Bryant, Tinley und Singer untersuchten 2000 an 30 asymptomatischen Füßen den plantaren Druck mit der two- step Aufzeichnung mit dem EMED-System (4 Sensoren/cm²)¹².

Die höchsten Maximal- und Mitteldrücke und die geringste Druckvariationsbreite wurden im Bereich der Ferse und im Vorfußbereich unter MTK 2 und 3 sowie dem hallux gefunden. Die größte Druckvariationsbreite fand sich unter dem 5 MTK sowie dem Mittelfuß.

Während der Haltungsphase des Ganges sei die zentrale Vorfußregion und die Ferse das stabilste Gebiet vom Fuß ¹².

Die zentrale Fußregion übernehme demzufolge die Hauptlast und nicht die Randstrahlen.

Die Kombination von Messung und Darstellung der plantaren Druckverteilung und gleichzeitig 3- dimensionaler Darstellung des Fußskelettes und der beteiligten Weichteile wird in einer Arbeit von Gefen et al. 2000 beschrieben ³².

Sie nahmen den plantaren Druck eines Normalfußes mit einem digitalen computergestützten Verarbeitungssystem auf. Es handelte sich um die sog. CPD (Contact Pressure Display)- Methode ³² entwickelt von Arcan und Brull ^{3, 4, 5, 11}. Dieses System ermöglichte die bildliche Darstellung und zeitliche Aufzeichnung des plantaren Druckes sowie die Verarbeitungsmöglichkeit der erhaltenen Bilder durch eine spezielle Software ^{6, 10, 14, 22, 29, 30, 31, 79}.

Gleichzeitig wurde das Fußskelett mit dem Weichteilgewebe bildlich mit Hilfe der sog. DRF (Digital Radiographic Fluoroscopy)- Methode erfasst.

Man erhielt somit beide Methoden kombiniert eine CPD/ DRF Plattform, die eine gleichzeitige Aufnahme des plantaren Druckes und das Verhalten des Fußskelettes und der Weichteile ermöglichte.

Festgelegt wurden 6 Phasen des Fußauftrittes beim Gang. Der Fußstand beim Gangablauf teilte sich auf in zu Beginn den initialen Kontakt (initial-contact) der Ferse, gefolgt von dem vollen Fersenauftritt (heel-strike), der mittleren Standphase (midstance), dem Vorfußkontakt (forefoot-contact), dem Beginn der Abstoßphase (push off) mit schließlich dem Abstoß der Zehen (toe-off).

Mit Hilfe von MRT- Bildern der Füße eines 27 jährigen Mannes, einer 25 jährigen Frau und eines Leichenpräparates eines 39 jährigen Mannes wurde schließlich ein computergestütztes Fußmodell entwickelt. Diese Modell simulierte den Druck der in den 6 Gangphasen ossär und muskuloligamentär auftrat unter gleichzeitiger Erfassung der Position der Fußskelettanteile.

In der initialen Kontaktphase bestand der Hauptdruck unter dem posteromedialen calcaneus. In der Phase des vollen Fersenauftrittes im Talusbereich unter Einbeziehung des cuboid und os cuneiforme.

In der mittleren Standphase trat ein höherer Druck im talus und calcaneus und in MT 1-3 auf. Bei der Abstoßphase (push-off) bestand ein hoher Druck unter MT3. Diese Arbeit zeigte schlussfolgernd eine zentale Lastaufnahme im Vorfuß während der mittleren Stand- und Abstoßphase des Fußes.

Sie stimmte also im erarbeiteten Fußcomputermodell mit den Ergebnissen der neueren computergestützten Druckmessungen an Personen überein.

Eine neuere Arbeit der plantaren Fußdruckmessung von 2003 von Rosenbaum und Lorie postuliert, dass selbst bei einer Auflösung vom 9 Sensoren/cm² (ST-4-Plattform d.h. 4 Sensoren/cm² heute im klinischen Alltag gebräuchlich!) bei einer Frequenz von 25 HZ die Detailgenauigkeit nicht hoch genug sei um die fünf MTK sicher einzeln abzubilden ⁷⁶.

Es konnte somit damals mit den deutlich ungenaueren Meßmethoden nur eine ungefähre Aussage über die Verteilung des Druckes im Vorfuß gemacht werden.

Kanatli, Yetkin und Bolukbasi (publiziert 2003) führten plantare Druckmessungen mit dem EMED- SF System (2 Sensoren pro cm²) bei 16 Freiwilligen mit normalem Fuß durch ⁴⁹. Sie beschrieben, dass der höchste Mitteldruck beim Gangzyklus gemessen in der mittleren Auftrittsphase, d.h zwischen Fersenauftritt und Abstoßphase, am 2.- und 3. MTK (7,96 N/cm²) gefunden wurde. Am 4.-und 5.MTK der 2. höchste (6,26 N/cm²) und am 1.MTK der niedrigste Druck(4,86 N/cm²) gemessen wurde.

Zwischen Mann und Frau sowie zwischen re. und li. Fuß gab es keinen signifikanten Unterschied ⁴⁹.

Diese Ergebnisse wurden von Daentzer et al. 1997 ²⁰ sowie Luger et al. 1999 ⁵⁶, die ebenfalls schon früher Messungen mit dem EMED System durchführten, bestätigt.

Diese Autoren benutzten jedoch das maximale Druckbild währen der ganzen Auftrittsphase vom Gangzyklus und nicht nur die mittlere Auftrittsphase. Insofern sind die Ergebnisse zwar identisch, aber nicht direkt vergleichbar. Für die Bestimmung des Druckes unter dem Vorfuß und der Beantwortung der Frage nach der Existenz der Tripodentheorie ist die Arbeit von Kanatli besser geeignet, da sie die plantare Druckverteilung währen des Auftretens des gesamten Fußes abbildet ⁴⁹.

In einer Arbeit aus dem Japanischen (publiziert 2004) von Wei- Li, Jiung- Horng und Jin- Shin wurde bei 72 gesunden Erwachsenen die genaue plantare Druckverteilung unter den einzelnen MTK beim Gang auf einer Druckverteilungskarte dargestellt ⁹⁰. Dieses erfolgte mit der Darstellung von abgestuften Druckzonen unter einem MTK. Diese Druckzonen stellten einen Anteil des gemessenen Maximaldruckes unter dem jeweiligen MTK dar. Die Zonen wurden in 10 Prozent Stufen mit 90, 80 und 70 Prozent des unter einem MTK gemessenen Maximaldruck (= 100 Prozent) untergliedert.

Die erhaltenen Werte wurden mit dem Körpergewicht, Körperhöhe und Fußlänge korreliert. Es konnten nur die Daten einer begrenzten Personenanzahl ausgewertet werden., da die Erstellung von kompletten Druckverteilungskarten der MTK 2- 4 nur bei einzelnen Personen möglich war. Der Vorteil dieser Studie lag in der hohen Drucksensorendichte mit der Größe eines Sensors von 6,5 mm² (16 Sensoren/cm²). Herkömmliche Studien haben mit einer deutlich niedrigeren Sensorendichte von 2- 4 Sensoren/cm² gearbeitet. Da unter dem 2. MTK von dieser Arbeitsgruppe die größten Maximaldrücke angenommen wurden, stellten sie durch Markierung den MTK 2 zentral auf die Matte zur Druckmessung ein. Die gemessenen Drücke waren generell höher als bei Studien mit geringerer Sensorendichte. Die in mm gemessene Ausdehnung der maximalen in 10 % abgestuften Druckwerte unter einem MTK zeigte eine Abnahme vom 2. zum 4. MTK und ist unterschiedlich im Vergleich des 2. zum 1. MTK. Die Länge und Breite des 90% Druckgebietes unter dem 2. MTK und nach vorne bis zum 80% Druckgebiet des Maximaldruckes entspreche der plantar gemessenen Größe des MTK.

Da die Größe des MTK in Beziehung zum Personengewicht stehe, korrelierten diese Druckzonen eher mit dem Körpergewicht als mit der Körpergröße und der Fußlänge. Die vordere 70% Zone am MTK 2 korrespondiere mit der Struktur distal des MTK 2, wo die Fasern der plantaren Aponeurose in die Haut inserierten. Je länger der Fuß sei, um so länger sei die Strecke der in die Haut inserierenden Fasern der Plantaraponeurose. Insofern korreliere die Fußlänge eher als das Gewicht oder die Körpergröße mit der vorderen 70 % Druckzone unter dem MTK 2. Die hintere Druckzone von 50-80% korreliere am stärksten mit der Körpergröße ⁹⁰.

Die gemessenen Druckwerte zeigten nur Tendenzen der Druckverteilungszonen und der möglichen Korrelation der Druckzonen zu Körpergewicht, Körpergröße und Fußlänge, da die gemessenen Daten nicht signifikant waren. Zudem schien der Fehlerfaktor der Messungen so hoch zu sein, dass nur der MTK 2 zur Korrelation zu Körpergewicht, Körpergröße und Fußlänge herangezogen wurde.

Zumindestens zeigte die Größe der maximalen Druckausdehnung, dass die Hauptlastaufnahme beim normalen Gang zentral und nicht bei den Randstrahlen lag.

Die Arbeit von Cheung, Zhang, Leung und Fan (Publikation 2005) bestätigte den Hauptdruck im Vorfußbereich über dem 2. und 3. MTK ⁴⁸.

Hier wurde ebenfalls wie bei der Arbeit von Gefen et al. der Fuß mittels eines 3- dimensional Finite Elemente Modells untersucht. Die 3D- Rekonstruktion wurde von MRT- Bildern eines re. Fußes eines gesunden 26 jährigen Mannes erhalten. Die Plantarfascie und 72 Ligamente des Fußes wurden im Computer simuliert.

Es wurde eine Zunahme der Festigkeit des plantaren Weichteilpolsters eines normalen Fußes des bis zu 5- fachen am Computer simuliert, wie sie z.B. bei dem diabetischen Fuß auftreten kann. Der Spitzendruck im mittleren Vorfußbereich erhöhte sich dabei im Vergleich zum Normalfuß aber nur um 7 Prozent. Auch stieg der Druck nicht proportional zur Zunahme der Festigkeit des plantaren Weichteilpolsters, sondern deutlich geringer.

Die Möglichkeit der Anpassung des Fußes mit geringerer plantarer Weichteilelastizität an plantare Drücke sei tendenziell reduziert, so dass es gehäuft zu Schmerzen und Ulzerationen kommen. Im Vorfußbereich entsprechend des hohen Druckes sei der 2.- und 3. MTK hauptsächlich betroffen. Ein Beweis des erhöhten Risikos von Stressfrakturen des Fußes bei Abnahme der plantaren Weichteilelastizität wurde nicht gefunden.

2.5.2.2 Gipsabdrücke, Schuhwerk und Beschwiellung:

Beely sah die Hauptbelastungszone im Vorfuß zentral unter dem 2. und 3. MTK. Dieses schloß er aus Gipsabdrücken des belasteten und unbelasteten Fußes in verschiedenen Haltungen sowie aus den Sohlen von gebrauchten Schuhen, die in der Regel in der Mitte die größte Abnutzung zeigten. Zudem bestand eine Beschwiellung vermehrt unter MTK 2 und 3 ^{7, 40}.

Hierbei wurden von Beely aus heutiger Sicht nur Vermutungen geäußert. Eine reale Aussage über die Vorfußstruktur gelingt mit diesen indirekten und sehr ungenauen Methoden natürlich nicht.

2.5.2.3 Anzahl der Mittelfußbrüche:

Muskat und Momburg trafen eine Aussage über die Hauptbelastungszone am Vorfuß anhand des Vorkommens von Mittelfußfrakturen. Nach Muskat trete eine Mittelfußfraktur gehäuft am 2.MTK und nach Momburg am 2. und 3. MTK auf ⁴⁰.

Kinematografische Untersuchungen in der Uniklinik in Zürich 1992 konnten während des Gangablaufes eine vermehrte Kompressionsbelastung des 1.MTK und eine vermehrte Biegebelastung des 2.MTK feststellen. Diese vermehrte Biegebelastung könne zur Ermüdung/ Marschfrakturen und zu lokal begrenzten Nekrosen des MTK 2 sog. Freiberg/ Köhler Krankheit führen ²⁷.

Demzufolge kann man meiner Meinung nach aufgrund des Vorkommens der Mittelfußfrakturen nicht auf die Höhe des dortigen Vorfußdruckes schließen, sondern nur auf eine hohe Belastung durch das Biegemoment.

Eine Arbeit von Weist, Eils und Rosenbaum untersuchte den Einfluß von plantaren Druck auf EMG und plantaren Druck als Erklärung für Mittelfußfrakturen. Stressfrakturen seien bei Läufern am Häufigsten im Metatarsalbereich. Nach einem maximal ermüdenden Lauf von 30 erfahrenen Läufern über der anaeroben Schwelle, konnte am Ende des ermüdenden Laufes der maximale Druck unter dem MTK 2 und 3 gefunden werden ⁹⁴.

Schlüsse über Form und Funktion des Vorfußes lassen sich hierbei nicht ziehen, da es sich um spezielle Untersuchungspersonen (gute Läufer) und eine unphysiologisch hohe Belastung handelte.

3 Offene Fragen

3.1 Allgemeine Betrachtung

Bei den dargestellten zum Teil konträren Ergebnissen der verschiedenen Untersuchungsformen am Vorfuß werden nicht alle Fragen zu Form und Funktion des Vorfußes vollständig beantwortet.

Historisch betrachtet stützten sich die Aussagen über die Vorfußarchitektonik zu Beginn des 20. Jahrhunderts auf vorwiegend die Inspektion, die Palpation, unterschiedliche Fußabdruckmethoden sowie die Druckverteilungsmessungen mit einfachen technischen Apparaten z.B. dem „Schienenapparat“ von Basler⁴⁰. Die Methoden der Druckverteilungsmessung wurden immer weiter verfeinert bis hin zu den heutigen Möglichkeiten einer Messung des Vorfußdruckes mit kleinsten Drucksensoren und der computergestützten Bearbeitung und Auswertung.

Neben den druckpodometrischen Untersuchungen, bei denen aus der Höhe des gemessenen Druckes indirekt Schlussfolgerungen über die Vorfußarchitektur getroffen werden, existieren auch direkte Untersuchungsmethoden. Hierzu gehören die Sonografie und die radiologische Diagnostik. Bei der radiologischen Diagnostik besteht, wie schon im Kapitel Stand des Wissens erläutert, die Schwierigkeit in der überlagerungsfreien Darstellung des Vorfußes in der belasteten oder unbelasteten Normalposition^{43, 87}.

Die Frage, die sich somit zunächst stellt, ist die nach der bestmöglichen Methodik, um den Vorfuß bzw. die MTK überlagerungsfrei darzustellen ohne störende Überlagerungsphänomene zu haben.

Die Methodik der Sonografie kann eine weitestgehend überlagerungsfreie Darstellung der MTK liefern. Es wurden aber bislang nur Studienergebnisse geliefert, bei denen der Ultraschallkopf quer zur Längsachse des Fußes angelegt wurde, um möglichst den ganzen Vorfußbereich abzubilden^{38, 83, 84}.

Da die MTK 1-5 nicht alle auf einer Höhe liegen, sondern einen unterschiedlichen MTK-Fersenabstand haben²⁸, bleibt fraglich, ob mit dieser Untersuchungsform wirklich auch die MTK 1-5 dargestellt wurden oder nicht z.T. auch subcapital nur das MT abgebildet wurde.

Ist also eine Ausrichtung des Schallkopfes in Fußlängsrichtung hierzu besser geeignet?

Zudem wurde bislang bei dieser 2- dimensionalen Untersuchungsmethodik noch nicht versucht über die Messung des MTK- Fersenabstandes eine 3- dimensionale Abbildung zu rekonstruieren.

Die Frage nach der Orientierung der MTK im Raum bleibt damit bis heute unklar.

Hat man die Frage nach der Existenz eines Fußquergewölbes und somit der Stellung der MTK im Raum geklärt, bleiben trotzdem noch viele Zusammenhänge ungeklärt.

Die druckpodometrischen Untersuchungen lassen offen, ob eine positive Korrelation zwischen einem hoch gemessenen Druck und einem niedrigen Knochen Boden Abstand unter einem MTK besteht.

Zudem ist relevant, ob es hierbei signifikante Unterschiede zwischen dem indolenten und dolenten Vorfuß gibt. Inwieweit das Alter und Gewicht eine Rolle ist nicht eindeutig. In der Literatur^{21, 67} wird eine im Alter stattfindende Insuffizienz der muskuloligamentären Strukturen mit Tiefertrittens der MTK und Spreizfußentwicklung nach wie vor postuliert, aber letztlich nicht bewiesen. Ähnlich verhält es sich bislang mit der angenommenen positiven Korrelation zwischen Gewicht und KBA.

Ziel meines Projektes ist es, eine Aussage treffen zu können, ob ein Quergewölbe im Vorfuß existiert und eine unterschiedliche Belastungsform (unbelastet/ belasteter Vorfuß) mit einer Änderung der Stellung der Metatarsalköpfchen im Raum einhergeht.

Zusätzlich sollen Aussagen über eine Alters- und Gewichtskorrelation getroffen werden können.

Durch die gewonnenen neuen Erkenntnisse der 3 dimensionalen ultraschallgestützten Darstellung des Vorfußes ist eine differenziertere Betrachtung der Vorfußpathologie möglich. Somit sind Änderungen der Betrachtungsweise über die konservativen und operativen Therapiemöglichkeiten des Vorfußes gegeben.

3.2 Auflistung der Null- Hypothesen

1. Es gibt einen signifikanten Unterschied des Knochen– Bodenabstandes (= z- Wert) zwischen unbelasteter und belasteter Vorfußposition.
2. Es gibt einen signifikanten Unterschied des Knochen– Bodenabstandes (= z- Wert) zwischen indolenten und dolenten Vorfuß in der unbelasteten und belasteten Vorfußsituation.
3. Es existiert ein Zusammenhang der Abstände der MTK untereinander (= x- Wert) zwischen unbelasteter und belasteter Vorfußposition.
4. Es gibt einen signifikanten Unterschied der Abstände der MTK untereinander (= x- Wert) zwischen indolenten und dolenten Vorfuß in der unbelasteten und belasteten Stellung.
5. Es gibt einen signifikanten Unterschied des Abstandes des Mittelfußköpfchen zur Fersenkannte (= y- Wert) zwischen unbelasteter und belasteter Vorfußposition.
6. Es gibt einen signifikanten Unterschied des Abstandes des Mittelfußköpfchen zur Fersenkannte (= y- Wert) zwischen indolenten und dolenten Vorfuß in der unbelasteten und belasteten Stellung.
7. Es besteht keine Korrelation zwischen dem Gewicht und zu dem Knochen– Bodenabstand und zweitens zu den Abständen der einzelnen MTK bei Probanden mit indolentem und dolenten Vorfuß sowie in der unbelasteten und belasteten Position.
8. Es besteht eine Korrelation zwischen dem Alter und zu dem Knochen– Bodenabstand und zweitens zu den Abständen der einzelnen MTK bei Probanden mit indolentem und dolenten Vorfuß sowie in der unbelasteten und belasteten Position.
9. Die Metatarsalköpfchenreihe des indolenten und dolenten Vorfußes stellt sich in der belasteten und unbelasteten Vorfußposition in Bezug zum Knochen- Bodenabstand (= z- Wert) nicht, wie bei der Tripodentheorie angenommen, bogenförmig dar, d.h. das Fußquergewölbe existiert nicht.

10. Die Metatarsalköpfchenreihe des indolenten und dolenten Vorfuß kommt in der belasteten und unbelasteten Vorfußposition in Bezug zur Ferse (= y- Wert) c- bogenförmig zur Darstellung.

4 Material und Methode

4.1 Probanden

Untersucht werden wie Tabelle 1 zeigt 40 Probanden mit und 9 Probanden ohne Vorfußbeschwerden. Die Altersspanne der Gruppe mit Vorfußbeschwerden beträgt 25 bis 81 (Mittelwert 56), die Gruppe ohne Beschwerden 17 bis 77 (Mittelwert 44) Jahre. Geschlechtsspezifisch sind in der Gruppe mit Vorfußbeschwerden nur weibliche und in der indolenten Gruppe 23 männliche und 17 weibliche Probanden untersucht worden. Das Durchschnittsgewicht beträgt 67,6 kg in der dolenten und 71,5 kg in der indolenten Gruppe.

	Mit Beschwerden	Ohne Beschwerden
Alter	56	44
Altersspanne	25-81	17-77
Anzahl	9	40
Geschlecht	9 w	23 m, 17 w
Gewicht in kg	67,6	71,5

Tabelle 1: Anzahl und Mittelwerte der o.g. Probandenparameter

4.2 Ausschlusskriterien

Kriterien zum Ausschluß sind voroperierte Füße, anamnestisch bekannte neurologische oder systemische Grundkrankheiten, Versorgung mit einer Endoprothese des Knie oder Hüftgelenkes, sowie erfolgte Einlagen- oder Orthesenversorgung.

Entscheidungskriterium für die Differenzierung der beiden untersuchten Gruppen ist alleine die Angabe von Beschwerden im Vorfußbereich. Eine vermehrte Beschwiellung im Vorfußbereich ist dabei nicht ausschlaggebend, da sie sich auch z.T. beim nicht dolenten Vorfuß findet.

4.3 Klinische Untersuchung

4.3.1 Untersuchungshergang

Zunächst erfolgt die Fotografie des rechten und linken Fußes in zwei Ebenen der Probanden in einem speziell für die Bilderfassung mittels Dia hergerichteten Raum. Dem schließt sich die Anamnese und die klinische Untersuchung an. Abschließend erfolgt die apparative Untersuchung mittels Blauabdruck und Sonografie. Dieser Untersuchungshergang und die beschriebenen Untersuchungen werden unter standardisierten Bedingungen und Einstellungen an allen Probanden vorgenommen. Eine komplette Untersuchung an einem Patienten hat die Dauer von 1,5 bis 2 Stunden.

4.3.2 Die Fotografie

Die Fotografie erfolgt als Bilddia in zwei Ebenen zur Dokumentation der Probandenfüße.

Fotografische Einstellungen

Die Aufnahme des Fußes von dorsal (s. Abbildung 7a) erfolgt mit folgenden festgelegten Parametern, die in Abbildung 5 verdeutlicht werden.

Der Proband wird von vorne, stehend aufgenommen. In Abbildung 5 sind die Füße eines Probanden, von dorsal betrachtet, dargestellt. Der Abstand des Statives zur Fußspitze beträgt 34 cm.

Die Stativhöhe beträgt standardisiert 73 cm. Durch deutlich gekennzeichnete Linien auf dem Fußboden ist für jeden Fuß die mediale und die vordere Begrenzung der Fußposition determiniert.

Die Aufnahme des Fußes von plantar (s. Abbildung 7b) wird mit folgenden festgelegten Parametern, die in Abbildung 6 verdeutlicht werden, durchgeführt.

Der Proband wird von vorne, bipedal stehend (Probandenfüße mit 1 nummeriert) auf einen von mir modifizierten Kasten (Podometer) mit integriertem Spiegel (14), der zur plantaren Fußdarstellung dient, positioniert. Die standardisierte Stellung des Fußes wird durch auf dem Kasten

befindliche Randleisten mit cm- Skalierung festgelegt. Der Spiegel im Kasten hat eine Neigung von 50° (14).

Die Höhe vom Fußboden zum Oberrand des Spiegels beträgt 11 cm (13).

Die Höhe des Kamerastatives (7) und die des Abstandes des Statives zur Vorderbegrenzung des Kastens (8) beträgt jeweils 30 cm. Hierbei wird eine Linie gedacht, die Parallel zur Kastenlängsachse verläuft. Die Füße (1) stehen parallel zur Kastenlängsachse, bipedal und zentral auf der Glasplatte des Kastens. Es werden zwei Blitze aufgebaut. Der vom Fotograf zum Probanden (Gerät) aus gesehen linke Blitz (9) befindet sich in einer Stativhöhe von 96,5 cm (10). Der Abstand vom linken vorderen Kastenrand, quer zur Kastenlängsachse gesehen, bis zur Schnittstelle mit der Stativlängsachse links beträgt 97 cm (12). Die Stativlängsachse ist eine gedachte parallele Linie zur Kasten- bzw. Fußlängsachse. Der Abstand linkes Stativ in Richtung Stativlängsachse bis zur Schnittstelle mit der Kastenquerachse beträgt 110 cm (11). Der vom Fotograf aus zum Probanden (Gerät) aus rechte Blitz befindet sich in einer Stativhöhe von 20 cm (5). Der Abstand vom rechten vorderen Kastenrand, quer zur Kastenlängsachse gesehen, bis zur Schnittstelle mit der Stativlängsachse rechts beträgt 100 cm (2). Der Abstand rechtes Stativ in Richtung Stativlängsachse re. bis zur Schnittstelle mit der Kastenquerachse beträgt 40 cm (3).

Der 50° geneigte Spiegel (14) des Gerätes dient zur Darstellung des Fußes von plantar. Das Objektiv wird so auf den Spiegel ausgerichtet, daß der Fuß plantar komplett dargestellt werden kann.

Einstellung der Kamera: Im manuellen (M) Programmodus der F9 Kamera von Nikon, die von der Orthopädietechnikfirma Stolle gestellt wurde, wird der Blendenwert auf 11 festgelegt.



Abb.5: Aufnahme des Fußes von dorsal

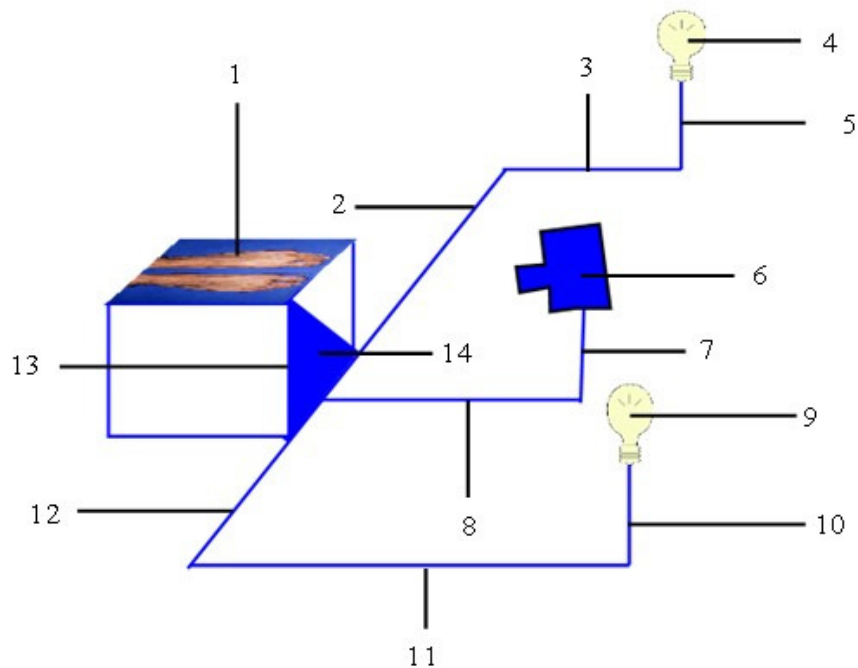
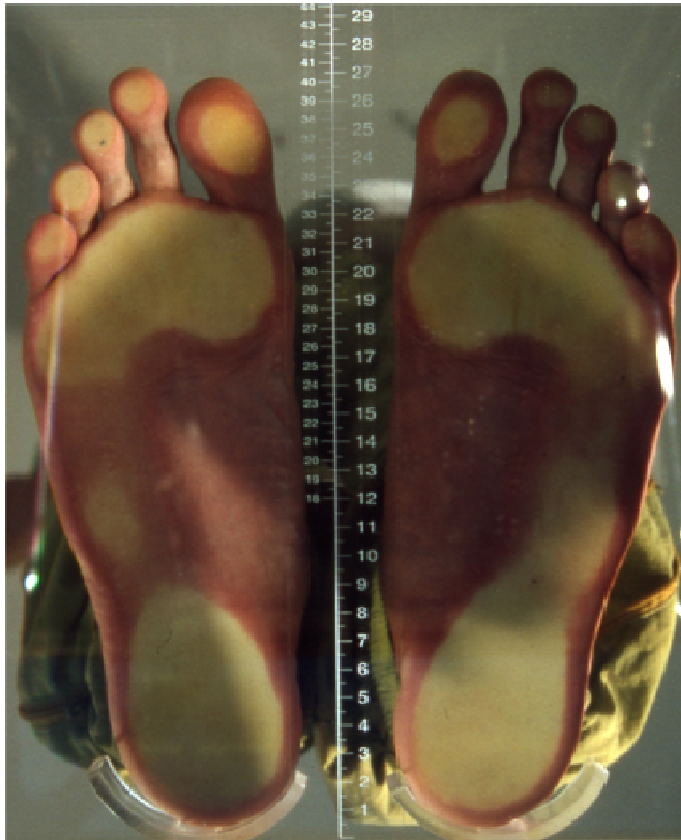


Abb.6: Aufnahme des Fußes von plantar

- | | |
|---|---|
| 1 Probandenfuß | 8 Abstand Stativ Kamera zu Kastenvorderseite= 30 cm |
| 2 Abstand re. vordere Kastenbegrenzung
bis auf Höhe Stativlängsachse re.= 100 cm | 9 Blitz li. |
| 3 Stativlängsachse re.= 40 cm | 10 Stativhöhe li.= 96,5 cm |
| 4 Blitz re. | 11 Stativlängsachse li.= 110 cm |
| 5 Stativhöhe re.= 20 cm | 12 Abstand li. vordere Kastenbegrenzung bis
auf Höhe Stativlängsachse li.= 97 cm |
| 6 Kamera | 13 Höhe Fußboden zu Spiegeloberrand= 11 cm |
| 7 Stativhöhe= 30 cm | 14 geneigter Spiegel 50° |



a) Ansicht von dorsal



b) Ansicht von plantar

Abb.7: Fotografische Ansicht des Fußes von dorsal (Bild a) und plantar (Bild b).

4.3.3 Der Blauabdruck

Von jedem Patienten wird vom rechten und linken Fuß in belasteter und unbelasteter Position ein Blauabdruck angefertigt (s. Abbildung 8).

Dieses erfolgt zunächst am sitzenden Patienten mit 90° gebeugtem Knie. Die Umrissse des Fußes werden mit Hilfe eines selbstgefertigten Stiftes aus Polyethylen gezogen.

Bei Beibehaltung der Fußstellung auf dem Blauabdruck wird nochmals der Umriss des Fußes in belasteter Position (d.h. bei aufrecht stehendem Probanden) bestimmt.

Bei der Auswertung des Blauabdruckes wird die unbelastete Position genommen.

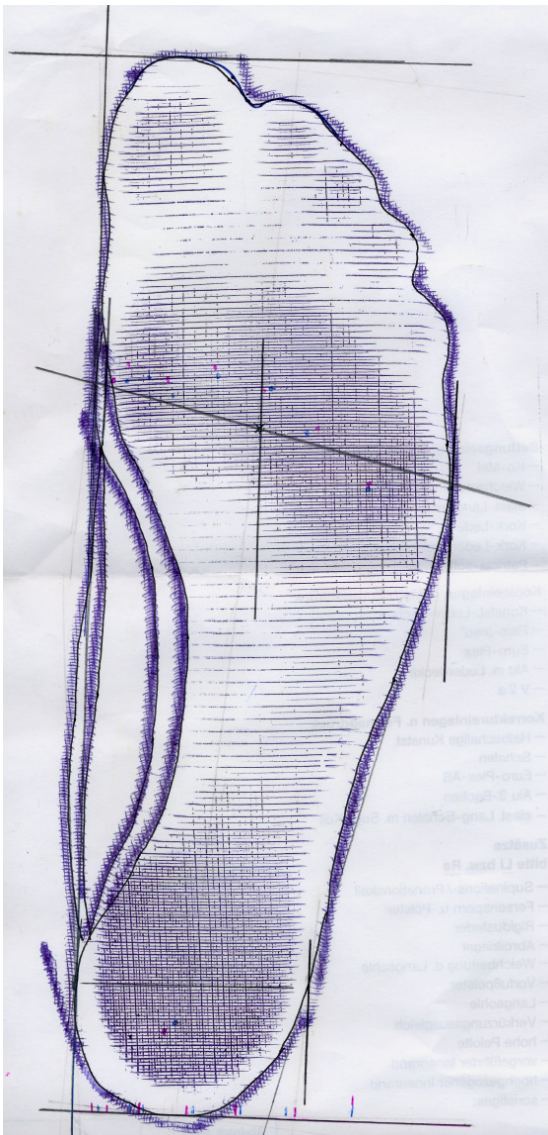


Abb.8: Blauabdruck eines Probandenfußes re. mit indolentem Vorfuß.

In Abbildung 9 sind die eingezeichneten Linien und Nummerierungen zur Veranschaulichung der Bestimmung der Fußparameter 1 bis 7 mit Hilfe des Blauabdruckes dargestellt.

Hierbei werden die folgenden Parameter festgelegt:

1 Fußlänge:	Abstand Fersenkante zur längsten Zehe parallel zur Fußlängsachse
2 Mediale Ballenlänge:	Abstand Fersenkante- Scheitelpunkt der med. Ballenausladung
3 Laterale Ballenlänge:	Abstand Fersenkante- Scheitelpunkt der lat. Ballenausladung
4 Mittelfußlänge:	Abstand Fersenkante- Schnittpunkt der Ballenverbindungsline
5 Vorfußbreite:	Abstand der Scheitelpunkte der med. und lat. Ballenausladung, auf die Normale zur Fußlängsachse
6 Fersenbreite:	Maximaler Abstand von med u. lat. Fersenrand, auf die Normale zur Fußlängsachse
7 Gesamtwinkel:	zwischen Fußinnen- u. Fußaußenkante
8 Verhältnisse:	Fußlänge: Vorfußbreite Fußlänge: Fersenbreite Mittelfußlänge: Vorfußbreite Mittelfußlänge: Fersenbreite Fußlänge: Mittelfußlänge Vorfußbreite: Fersenbreite

Die erhaltenen Werte werden im gesonderten Untersuchungsbogen (s.Anhang) erfaßt.

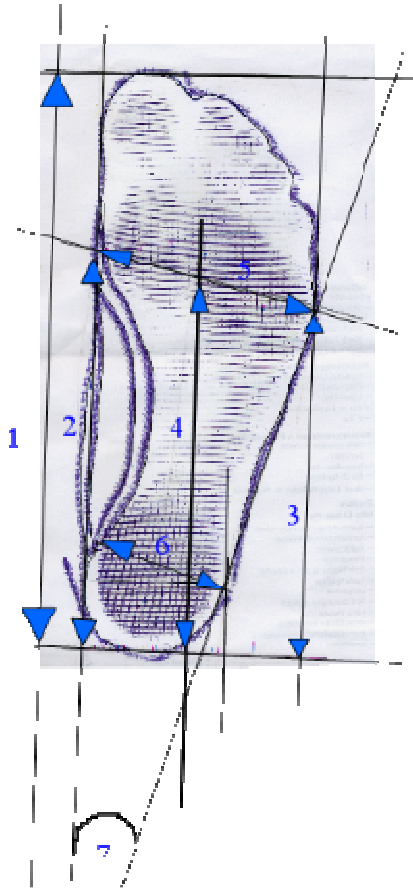


Abb.9: Blauabdruck eines Probandenfußes re.

4.3.4 Die Sonografie

Die ossäre Stellung des Vor- und des Rückfußes (tuber calcanei) im Raum wird mittels der Sonografie bestimmt.

Die sonografische Untersuchung vom erfolgt in folgender Weise:

Der Proband setzt sich auf eine in der Höhe verstellbare Untersuchungsfläche.

Die Beine sind 90° angewinkelt.

Es wird zunächst nur ein Fuß sonografisch untersucht.

Der Proband stellt einen Fuß auf das Gerät. Die Stellung ist durch zwei Metalleisten, die den Fuß nach medial und dorsal begrenzen festgelegt (s. Abb.10a). Der jeweils nicht untersuchte

Fuß wird parallel zum anderen zu untersuchenden Fuß neben die mediale Metalleistenbegrenzung hüftbreit gestellt.

Die Untersuchung des Fußes erfolgt von lateral nach medial, d.h. vom MFK5 zum MFK1.

Der Schallkopf ist dabei in der Fußlängsachse in die Einfassung (s. Abb.10a) integriert und wird bei unbewegtem Fuß mittels Kurbel vom lat. zum medialen Fußrand bewegt.

Dieses erfolgt in analoger Weise in aufrecht stehender Position, wobei alle untersuchten Personen einen sicheren bipedalen Stand haben.

Den Abstand des MFK1 zum med. Fußrand wird durch eine in die Oberfläche des Gerätes eingebrachte Maßbandmessvorrichtung (s. Abb.10a) bestimmt.

Dabei ist die Mitte der Schallkopfbreite der Nullpunkt und es wird in gerader Linie bis zur medialen Metalleistenbegrenzung, als med. Fußbegrenzung gesehen, gemessen.

Der Abstand des Mittelfußköpchens zur Fersenkante wird einerseits mit Hilfe des Sonobildes (Abstand des MFK zur seitlichen Bildrandbegrenzung) bestimmt.

Um jedoch die reale Länge vom MFK zur Fersenkante herauszubekommen, muß zusätzlich noch die Länge von der seitlichen Bildrandbegrenzung zur Fersenkante, welche an der hinteren Metalleiste plan anliegt, mit Hilfe eines Meßbandes bestimmt werden. Dabei wird von der rückfußseitigen Schallkopfeinfassungsbegrenzung zur hinteren Metalleiste, die festgestellt wird, gemessen.

Die Untersuchung des Rückfußes (tuber calcanei) und deren genaue Stellung, Abstand zur FK und zum med. und lat. Fußrand, erfolgt in analoger Weise wie oben beschrieben ebenfalls in belasteter und unbelasteter Position.

Mit Hilfe dieser Form der Untersuchung ist es möglich ein dreidimensionales Bild der untersuchten ossären Strukturen am Fuß zu erhalten.

4.3.4.1 Gerät zur sonografischen Messung

Die sonografische Untersuchung des Vorfußes und auch der Ferse der Probanden erfolgt mit Hilfe eines selbstentworfenen und gebauten Gerätes, in welche der Sonografieschallkopf integriert wird.

Das Gerät im zusammengebauten Zustand zeigt Abbildung 10a und in Einzelteile zerlegten Zustand Abbildung 10b.

Dargestellt sind in Abb. 10a die folgenden Bestandteile:

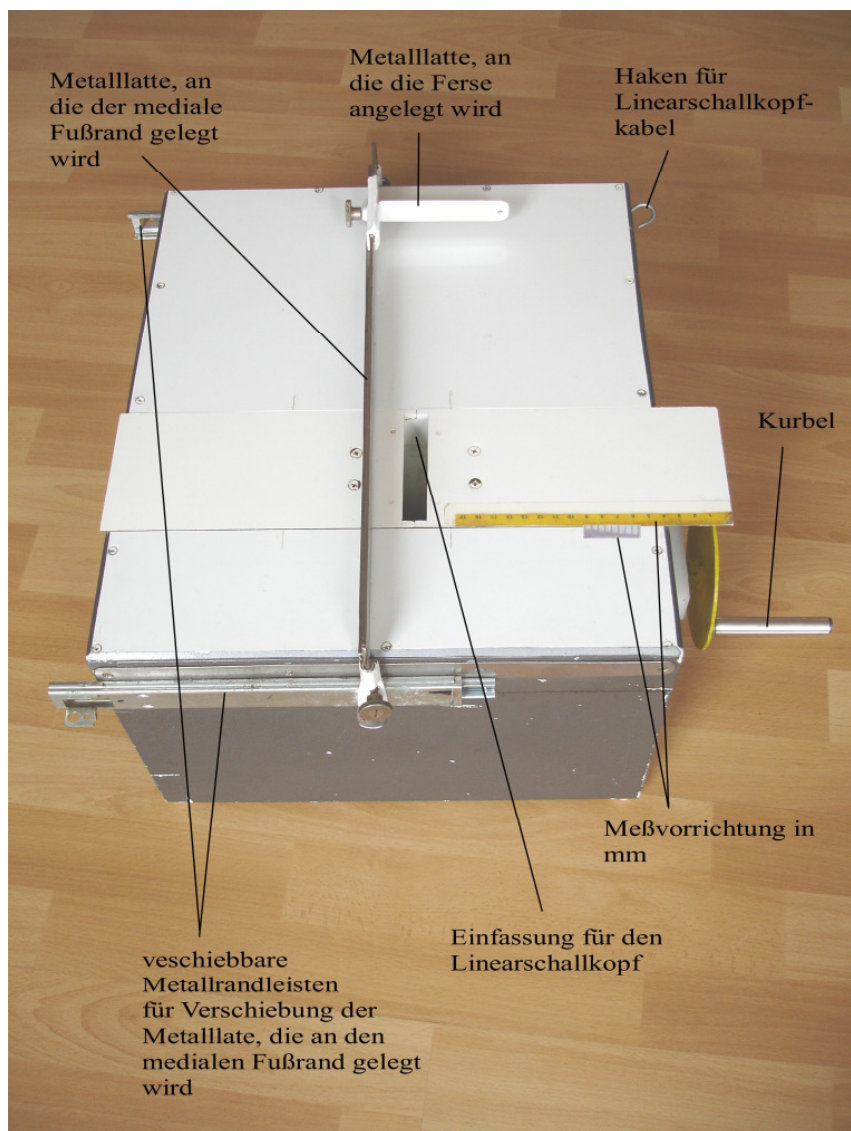
Die herausnehmbaren Metalllatten für die mediale und die Rückfußbegrenzung.

Die Kurbel zur Verschiebung des Schallkopfes, der plan in eine Linearschallkopfeinfassung integriert wird.

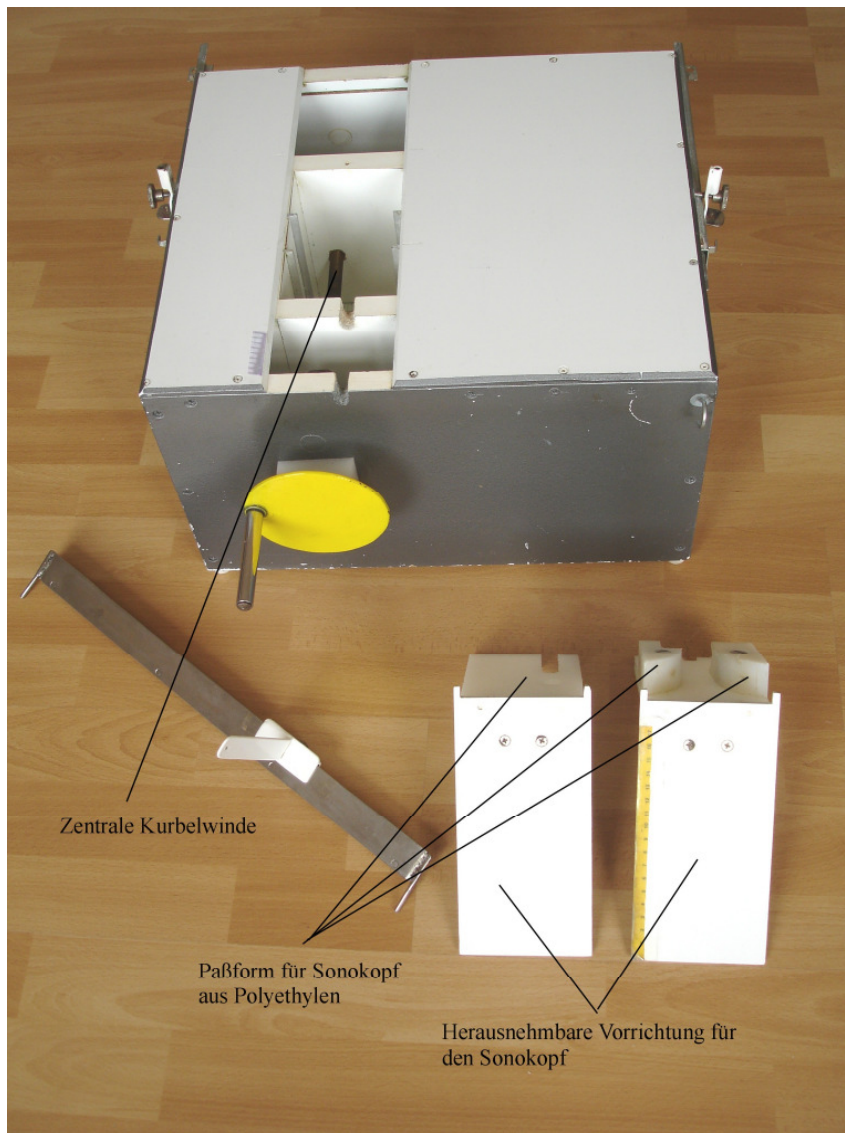
Verschiebbare Metallrandleisten zur Positionsänderung der Metalllatte, die zur Anlage des medialen Fußrandes dient.

Der Haken für das Linearschallkopfkabel.

In Abbildung 10b sind zudem die zentrale Kurbelwinde, die das verschieben des Schallkopfes möglich macht und die Polyethylenpassformen für den Schallkopf zu sehen.



a) zusammengebautes Gerät



b) in Einzelteile zerlegtes Gerät

Abb.10: Foto des Gerätes im zusammengebauten und in Einzelteile zerlegten Zustand

Wie die Probandenfüße auf dem Gerät bei Untersuchung des linken Fußes positioniert werden, verdeutlicht Abbildung 11. Die Bewegungsrichtung der verschiebbaren Einfassung erfolgt vom lateralen zum medialen Vorfußbereich.



Abb.11: Stellung der Probandenfüße auf dem Gerät bei Untersuchung des linken Fußes.

Beschreibung des Gerätes

Das Gerät besteht aus lackiertem Holz. Es hat die Form eines rechteckigen Kastens. Es ist so stabil gebaut, das es problemlos das Gewicht der Untersuchten Probanden, bei einem Durchschnittsgewicht aller Probanden von ca. 70 kg, trägt. In der Mitte des Kastens befindet sich eine durch eine an der Seite angebrachte Kurbel verschiebbare Einfassung für den Linearschallkopf, welcher Plan mit der Oberseite des Kastens abschließt. Der Fuß des Probanden ist zur Anlage der Ferse durch eine quer zur Längsrichtung und zweitens für die Anlage des medialen Fußrandes durch eine in Längsrichtung des Kastens angebrachte Metalllatte fixiert.

Die Einfassung für den Linearschallkopf muß verschiebbar sein, um zu gewährleisten, daß bei fixiertem Fuß alle Mittelfußköpfchen von der Messung erfasst werden. Außerdem ist eine variable Fixierung der Metallmeßplatten für die Untersuchung des rechten und linken Probandenfußes erforderlich. Für die standardisierte Einstellung und die Bestimmung der MTK- Abstände sind zwei Maßvorrichtungen mit mm genauer Abmessung in die Geräteoberfläche in Längsrichtung des Kastens integriert.

Besonderheit

Bei der Erfassung der Werte wird von der Mitte des Sonographiekopfes sozusagen als Scheitelpunkt ausgegangen. Von dort muß man schallkopfbedingt zum Rand der medialen Fußbegrenzung, den die Metallmeßplatte festlegt, 0,2 cm abziehen.

Dieses wird anhand des im Ultraschallbildes festgestellten Echomusters, welches eine erste Wahrnehmung der morphologischen Struktur und somit eine Echogenitätsänderung 0,2 cm vor der Schallkopfmitte zeigt, so standardisiert.

Die Messung vom Scheitelpunkt des tuber calcanei zur Rückfußbegrenzung setzt sich zusammen aus 2 erfaßten Werten. Erstens dem Abstand Metalllatte zur Einfassung Linearschallkopf. Dieser wird in cm gemessen und zweitens der hinteren Einfassung Linearschallkopf zum tuber calcanei. Dieser Wert wird sonografisch bestimmt. Ein bestimmter Bereich von der hinteren Einfassung des Linearschallkopfes zum tuber calcanei wird vom Ultraschallgerät nicht erfasst. Es sind 2,2 cm, welche gerätebedingt zur genannten Messung hinzugerechnet werden müssen. Dieses läßt sich, wie schon erklärt, anhand der Echogenitätsänderung feststellen und wurde deshalb so standardisiert festgelegt.

Die Fußlängsachse wird gebildet durch den med. Fußrand. Der 2. Strahl des Fußes läßt sich gerätetechnisch bedingt nicht als Fußlängsachse nehmen.

4.3.4.2 Das Sonogerät und die erfolgten Einstellungen

Die sonografische Untersuchung erfolgt mittels des Sonogerätes der Marke Siemens.

Gerätetyp: Sonoline SI- 400

Für die Bilderfassung werden folgende Einstellungen der Bildparameter, die im Systemstatus-Menü des SI- 400 sichtbar werden, vorgenommen:

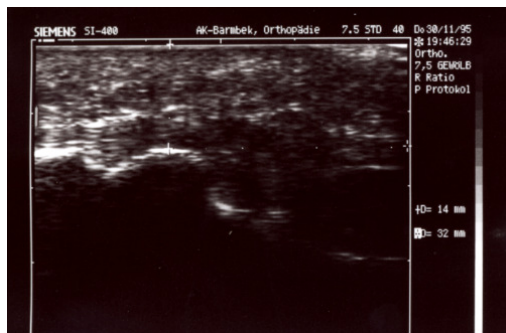
Wie in Tabelle 1 dargestellt wird ein 7,5 MHz Linearschallkopfes mit einfacher Fokussierung und Scandichte (s) gewählt. Die Abbildungstiefe liegt bei 40 und die Bildfrequenz bei 30. Der Echofilter wird auf 3 eingestellt. Der Dynamikbereich bei 50 dB und die Sendeintensität bei -6 erzeugt bei einer Empfangsverstärkung von 40 die besten Bildergebnisse.

Abkürzung	Bedeutung	eingestellter Wert
FQ	Frequenz des Linearschallkopfes	7,5 MHz
AP	Schallkopftyp	Linearschallkopf
FK	Fokussierungsart (einfach, zweifach, vierfach)	einfach
AT	Bildfeld (Abbildungstiefe)	40
BF	Bildfrequenz (6 bis 30)	30
s,d	einfache (s) und doppelte (d) Scandichte	s
FV	Echofilter (0, 1, 2, 3)	3
DR	Dynamikbereich (35-66 dB)	50
SI	Abstrahlungspegel /Sendeintensität (0 bis -26)	-6
EV	Empfangsverstärkung (15-45)	40

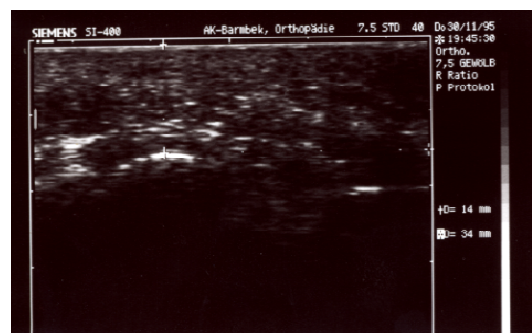
Tab.2: eingestellte Bildparameter des Sonografiegerätes

4.3.4.3 Beispielbilder der Sonografie eines indolenten Probandenfußes

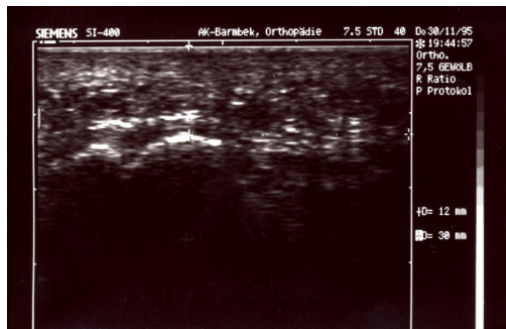
An dem Beispiel eines indolenten Probandenfußes in unbelasteter Position werden der MTK 1 bis 5 (s. Abb.12 a- e) sonografisch dargestellt. Die Ferse (tuber calcanei) zeigt Abbildung 12 f. Erläutert wird die erfolgte Messung in Abbildung 13a.



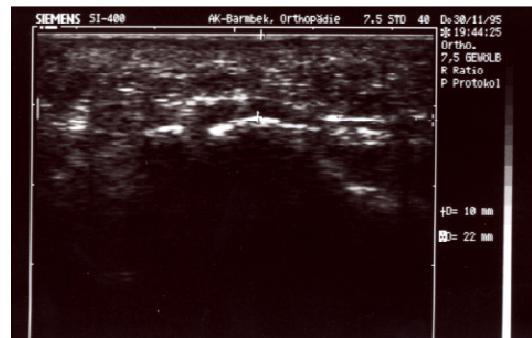
a) MTK 1



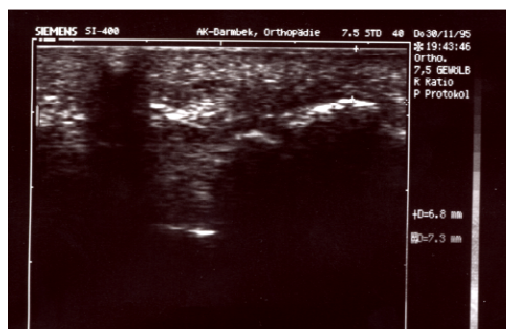
b) MTK 2



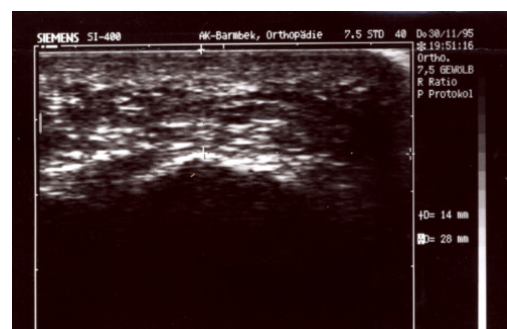
c) MTK 3



d) MTK 4



e) MTK 5



f) Ferse (tuber calcanei)

Abb.12: Sonografische Darstellung der MTK 1- 5 und der Ferse eines indolenten Probandenfußes.

4.3.4.4 Erläuterung der sonografischen Messungen mit Hilfe des Sonobildes und der Darstellung eines Fußknochenskelettes

Die folgenden Parameter zur Beurteilung des Sonobildes eines Probandenfußes werden festgelegt:

09 Untersuchung der Ballenabrolllinie in Hinblick auf Quergewölbestruktur:

Abstand Scheitelpunkt Unterkante Mittelfußköpfchen- Boden (in mm– Untersuchung Rechtwinklig zur Fußlängsachse)

10 Untersuchung des Abstandes zwischen med. Fußrand- MFK1, der Abstände der benachbarten Mittelfußköpfchen sowie zwischen MFK5 und lat. Fußrand:

Abstand der benachbarten Scheitelpunkte der ossären Strukturen (in cm)

11 Untersuchung des Abstandes zwischen MFK1 bis MFK5 zur Fersenkante (FK):

Abstand Scheitelpunkt Unterkante Mittelfußköpfchen zur Ferse (in cm– Längsachse bildet med. Fußrand der Metallschiene des Gerätes anliegt)

12 Messung des Abstandes zwischen tuber calcanei- Boden:

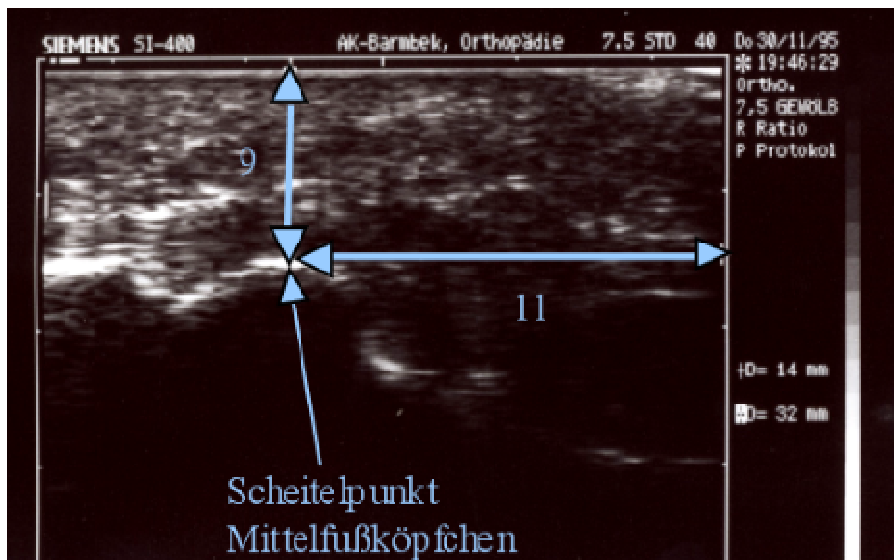
Abstand Scheitelpunkt Unterkante tuber calcanei- Boden (in mm - Untersuchung Rechtwinklig zur Fußlängsachse)

13 Messung des Abstandes zwischen tuber calcanei zur Fersenkante:

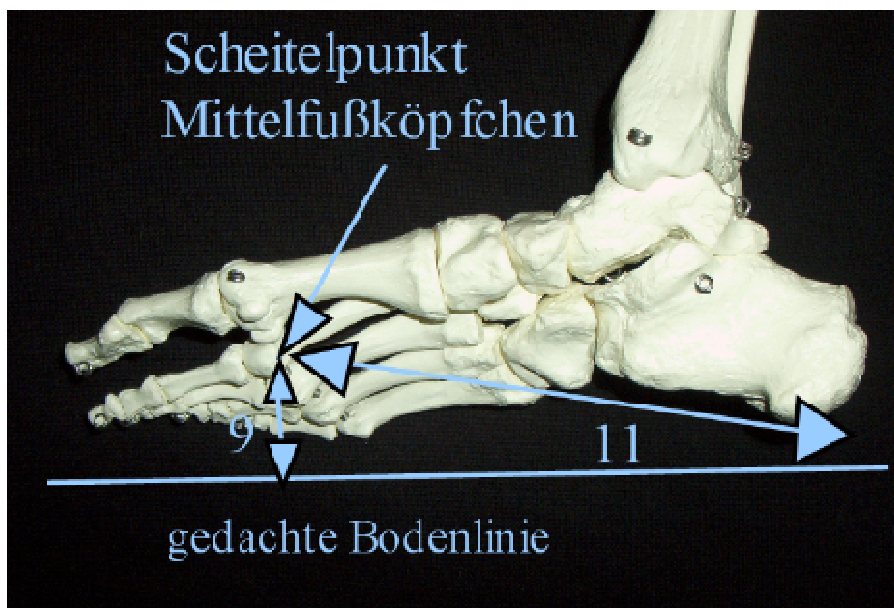
Abstand Scheitelpunkt Unterkante tuber calcanei zur Fersenkante (in cm)

Diese und die zusätzlich bei der Untersuchung der Probanden erfassten Daten werden in einem gesonderten Untersuchungsbogen erfasst (s. Anhang).

Anhand eines Sonobildes (Abb.13a) und eines knöchernen Fußskelettes (Abb.13 b) wird die Messung des Mittelfußköpfchen- Bodenabstandes (Parameter 9) und die des Mittelfußköpfchens zur Ferse (Parameter 11) gezeigt. Die Messung erfolgt jeweils vom Scheitelpunkt (tiefster Punkt) der sich echoreich sowie bogenförmig darstellenden Knochenstruktur zum Boden und zur hinteren Fersenbegrenzung. Der obere Bildrand des Sonobildes zeigt in Richtung Boden, der rechte Bildrand zur Ferse. Analog erfolgt die Ausmessung der Parameter 12 und 13 des tuber calcanei (s.Abb.15 a und b).



a) Sonobild eines Mittelfußköpfchens



b) knöchernes Fußskelett von medial gesehen

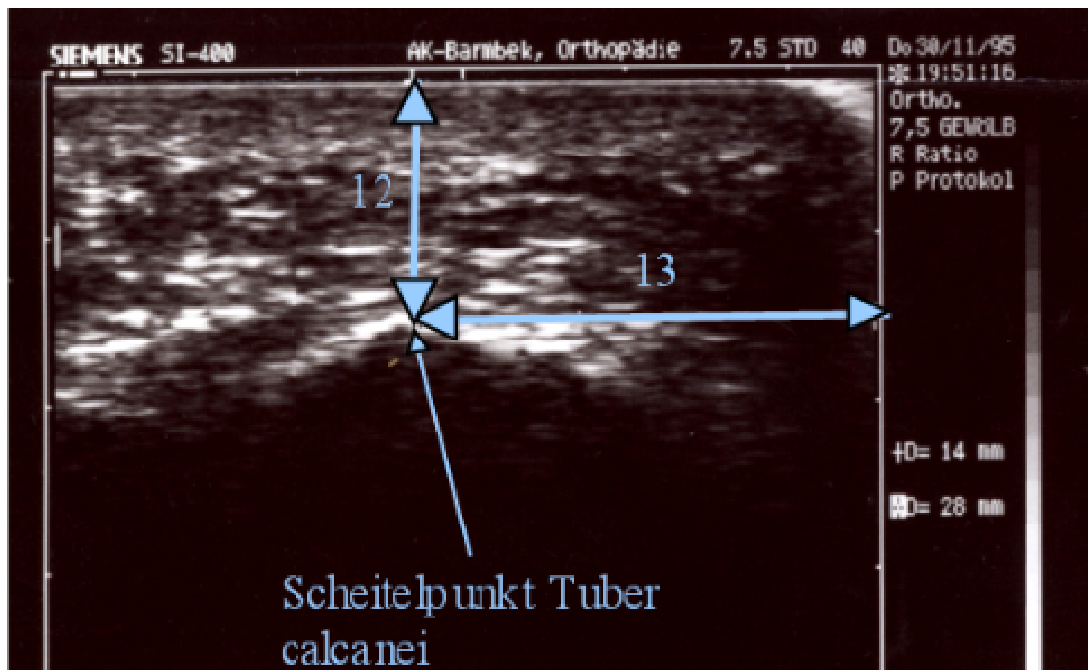
MTK 2 zur Messung verwendet

Abb.13: Sonografische Darstellung (Bild a) und knöchernes Fußskelett (Bild b)

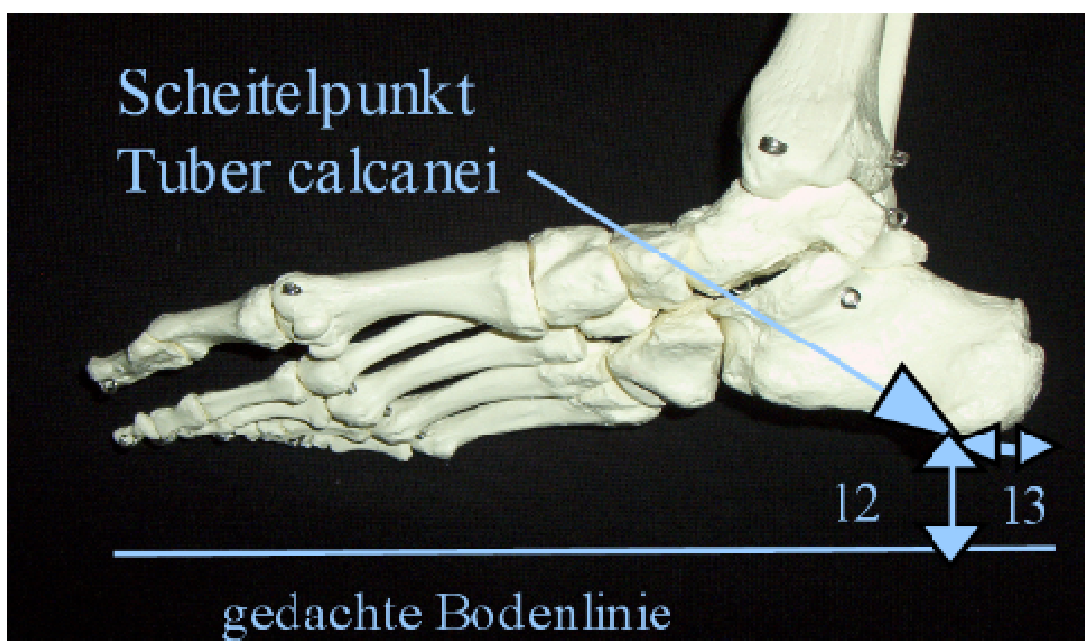
Die in Abb. 14 gezeigten Abstände der Mittelfußköpfchen (Parameter 10) sind von 1 bis 4 durchnummeriert (1= Abstand MTK 1 zu MTK 2; 2= Abstand MTK 2 zu MTK 3 usw.). Diese Abstände lassen sich nicht direkt sonografisch messen, sondern müssen indirekt über ein im selbstkonstruierten Gerät eingebautes Maßband (s. Abb.10a) bestimmt werden. Dieses kann man mit Hilfe der Verschiebung der Linearschallkopfeinfassung beim Messen der MTK von lateral nach medial (s. Abb.11).



Abb.14: Ansicht des knöchernen Fußskelettes von plantar



a) Sonobild des tuber calcanei



b) knöchernes Fußskelett von medial gesehen

Abb.15: Sonografische Darstellung des tuber calcanei (Bild a) und knöchernes Fußskelett (Bild b) zur Verdeutlichung der Messung tuber calcanei- Bodenabstand (Parameter 12) und tuber calcanei zur Fersenkante (Parameter 13).

4.3.4.5 Statistik

Die folgenden Tests werden für die statistische Datenauswertung der Null- Hypothesen verwendet.

1. Der T- Test für die Mittelwertgleichheit bei unabhängigen Stichproben und der t- Test bei gepaarten Stichproben

Der t- Test ist ein Verfahren zum Vergleich zweier Gruppen. Die Auswahl des speziellen Verfahrens richtet sich nach der Zahl der Stichproben sowie der Tatsache, ob es sich um verbundene oder unabhängige Stichproben handelt.

Die Voraussetzung für den t- Test sind Normalverteilung und Varianzgleichheit ³⁵.

2. Die Korrelation nach Pearson

Bei der Korrelation nach Pearson wird ein Korrelationskoeffizient bestimmt. Vorausgesetzt wird eine Intervallskalierung der Daten, eine Herkunft beider Variablen aus normalverteilten Grundgesamtheiten und eine lineare Abhängigkeit der Variablen zueinander. Der ermittelte Wert Korrelationskoeffizient gibt Auskunft wie groß der stochastische Zusammenhang der beiden Variablen ist ³⁵.

3. Der Tukey B- Test

Der Tuckey B- Test dient zur Feststellung, ob es nach der Durchführung einer Varianzanalyse zwischen bekannten Untergruppen signifikante Unterschiede gibt ³⁵.

Anwendung der Testverfahren

Bei der Bestimmung des Knochen- Bodenabstandes (s.Tabelle 3- 6), der Abstände der MTK untereinander (s.Tabelle 7- 10) und des Abstandes des MTK zur Fersenkante (s.Tabelle 12- 15) findet der T-Test Anwendung.

Dieses Testverfahren wird zur Auswertung herangezogen, um den Vergleich des indolenten versus dolenten Vorfußes in der jeweiligen unterschiedlichen Belastungsposition durchzuführen. Es handelt sich hierbei um unabhängige Variablen.

Außerdem soll eine Aussage über den Vergleich der unbelasteten versus belasteten Vorfußsituation der jeweiligen Probandengruppe getroffen werden können. Bei dieser Auswertung handelt es sich um abhängige bzw. verbundene Parameter.

Eine Mittelwerttabelle der Abstände der MTK untereinander für die Vergleichsgruppen der unterschiedlichen Beschwerde- und Belastungssituation (s. Tabelle 11) soll Aufschluß über die normale Stellung der MTK zu- und nebeneinander in transversaler Betrachtung liefern.

Der Einfluß des Gewichtes auf den KBA- Abstand (z- Wert) und den Abstand der MTK untereinander (y- Wert) der abhängigen Variablen, Belastungssituation des Vorfußes, wird mit der Korrelation nach Pearson bestimmt (s. Tabelle 16- 19 und Diagramm 1- 36).

Vorausgesetzt wird, dass die Variablen der unterschiedlichen Belastungssituation aus einer normalverteilten Grundgesamtheit stammen und in einer linearen Abhängigkeit stehen.

Gleiches gilt prinzipiell für die Auswertung des Alterseinflusses. Somit findet auch hier der Korrelationskoeffizient nach Pearson Anwendung. Die untersuchten Variablen sind ebenfalls der KBA und der Abstand der MTK untereinander des belasteten versus unbelasteten Vorfußes der beiden Probandengruppen (s. Tabelle 20- 23).

Die Stellung der Metatarsalköpfchenreihe in der Betrachtung des Knochen Bodenabstandes (= z- Wert) in unterschiedlicher Belastungs- und Beschwerdesituation, wird mit Hilfe des Tukey- B- Testes und einer Auswertung der prozentualen Häufigkeitsverteilung bestimmt (s. Tabelle 24- 32 und Diagramm 37- 38).

Nach der Durchführung einer Varianzanalyse wird festgestellt, ob es zwischen den bekannten Untergruppen (MTK1- 5) in unterschiedlicher Belastungs- und Beschwerdesituation signifikante Unterschiede gibt. Es werden die Mittelwerte der für den KBA der in homogenen Untergruppen (MTK1, MTK2, MTK3,...) befindlichen Gruppen (indolenter oder dolenter Vorfuß) in unterschiedlicher Belastungsposition angezeigt. Die Stichprobengröße (= Anzahl der jeweils untersuchten Probandenfüße) beträgt für die Probandengruppe mit indolenten Vorfuß 80, mit dolenten Vorfuß 18.

Die Auswertung der prozentualen Häufigkeitsverteilung zeigt den jeweils größten und kleinsten KBA in unterschiedlicher Beschwerde- und Belastungssituation an. Anhand der Häufigkeitsver-

teilung kann man allgemein sehen, welcher MTK prozentual gesehen meist am Tiefsten respektive am Höchsten steht und somit einen Anhalt über die Existenz einer möglichen Fußquergewölbearchitektur erhalten.

Will man sich den Abstand der jeweiligen MTK zur Ferse (= y- Wert) in unterschiedlicher Belastungs- und Beschwerdesituation veranschaulichen, gelten die gleichen Prinzipien der Auswertung wie für den KBA. Es findet jedoch hier keine Auswertung der prozentualen Häufigkeitsverteilung statt, da diese für die Null- Hypothese einer c- bogenförmigen Darstellung der Metatarsalköpchenreihe in der MTK- Fersenausrichtung (longitudinale Orientierung) irrelevant ist.

5. Ergebnisse

5.1. Erläuterung des Koordinatensystems mit Ergebnisdarstellung in grafisch/ räumlicher Darstellung des Fußes (s. Abb. 16- 19)

Die Messergebnisse für den Mittelfußknochen- Bodanabstand werden tabellarisch (s. Tabellen im Anhang) und graphisch (s. Abb. 16-19) erfasst.

Als signifikant gelten Ergebnisse $p \leq 0,05$ und als signifikant $p \leq 0,01$. Bei den Ergebnissen ist jeweils der Mittelwert (MW) und die Standardabweichung (SD) als $MW \pm SD$ angegeben.

Tabellarisch erfolgt die Angabe des Mittelwertes des KBA (z- Wert) in mm mit Angabe der einfachen Standardabweichung. In den Grafiken ist dieser Wert auf eine z- Achse übertragen worden. Die Achse wird als Senkrechte dargestellt. Auf eine Skalierung der Achse wird zur besseren Verdeutlichung der MTK im Raum verzichtet. Bei der 3- dimensionalen Darstellung würde die Grafik unübersichtlich.

Analog erfolgt die Darstellung der Ergebnisse für den Abstand der Mittelfußköpfchen untereinander (x- Wert) und den Mittelfußköpfchen- Fersenabstand (y- Wert). Die erhaltenen Werte werden ebenfalls tabellarisch jedoch in cm Angabe mit zusätzlich Darstellung der einfachen Standardabweichung angegeben.

Die Werte für den Mittelfußköpfchen- Fersenabstand werden auf einer longitudinalen sog. y- Achse dargestellt. Die Abstände der Mittelfußköpfchen (x- Werte) untereinander werden auf eine horizontale Achse übertragen.

Die Skalierung wird für die einfachere und übersichtlichere grafische Darstellung so gewählt, daß die mm Länge der cm Länge 1:1 entspricht und entsprechend die Abstände gleich groß sind.

In der Abbildung 16 bis 19 kennzeichnen unterschiedlich farbige linear miteinander verbundene Kugeln die jeweils untersuchte Probandengruppe (indolenter/ dolenter Vorfuß) bzw Belastungssituation (unbelasteter/ belasteter Vorfuß). Die Kugeln in der Farbe der jeweils zugehörigen Probandengruppe bzw. Belastungssituation stellen die MTK 1 bis 5 dar. Jede dargestellte Kugel entspricht dabei der Position eines MTK. Vom Schnittpunkt der Achsen nach rechts

betrachtet stehen die durch Kugeln dargestellten MTK in aufsteigender Folge vom MTK 1 bis zum MTK 5. Ausnahme bilden die in Abbildung 16 bis 19 in jeweils einer Grafik gegenübergestellten z- und y Werte. Hier stehen die MTK vom Schnittpunkt der Achsen nach rechts betrachtet in absteigender Folge vom MTK 5 zum MTK 1.

Die zusammengehörigen nebeneinanderliegenden Kugeln einer Gruppe werden mit der gleichen Farbe der Kugeln linear verbunden. Die vom zentralen Kugelpunkt ausgehenden Linien entsprechen jeweils 1 Standardabweichung des dargestellten x-, y- oder z- Wertes des jeweiligen MTK.

In unbelasteter Vorfußposition wird in Abbildung 16 die Probandengruppe mit indolenten und dolenten Vorfuß verglichen. Es wird für die indolente Gruppe eine blaue und eine rote Farbe für die dolente Vorfußgruppe gewählt. Der zu der Abbildung gehörige Ergebnisteil wird in tabellarischer Form (s. Tab.3- 5) gezeigt. In Tabelle 3 wird der unterschiedliche Knochen- Bodenabstand (z- Wert) des indolenten versus dolenten Vorfußes in unbelasteter (ob) Position dargestellt. Analog erfolgt die die Tabellendarstellung für den Zusammenhang der Abstände der MTK untereinander (x- Wert) des

indolenten versus dolenten Vorfußes in unbelasteter (ob) Position (s. Tab.4) sowie für den Unterschied Abstand MFK zur Fersenkante (y- Wert) des unbelasteten indolenten versus dolenten Vorfußes (s.Tab. 5).

Diese erfolgt für jeden MTK (k1- k5).

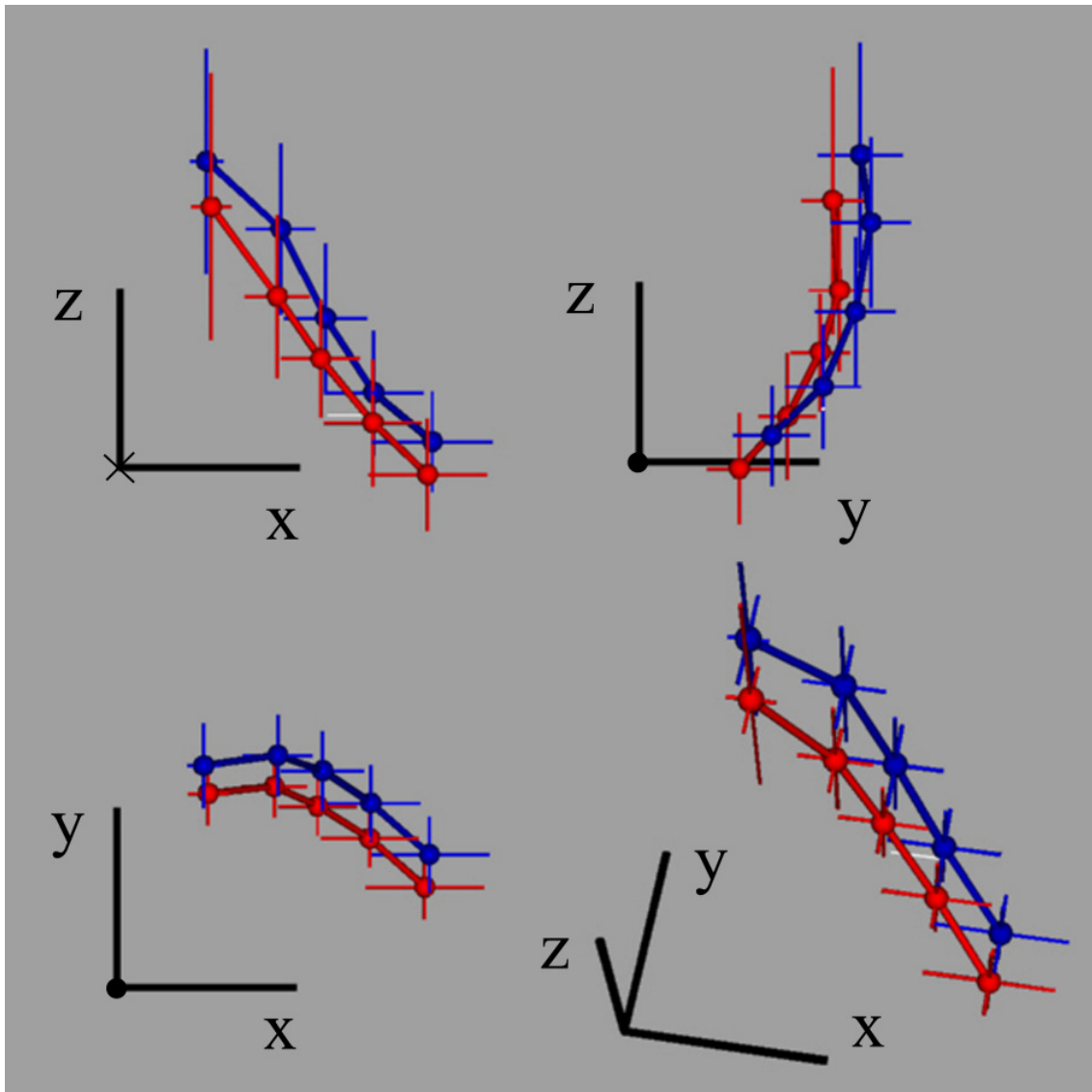


Abb.16: Unbelastete Position mit Vergleich des indolenten (blau) und dolenten (rot) Vorfußes in 2- und 3 dimensionaler Darstellung
(MTK1 zum MTK5 vom Achsenschnittpunkt nach re.; Ausnahme: Grafik mit z- und y Achse MTK5 zum MTK1 vom Achsenschnittpunkt nach re.)

MTK (=k)	Beschwerden 0 = ohne ; 1 = mit	N	Mittelwert und Standardabweichung	Signifikanz (2-seitig)
z_obk1	0	80	14,53 ± 3,15	0,14
	1	18	13,26 ± 3,83	
z_obk2	0	80	12,65 ± 2,39	0,00
	1	18	10,77 ± 2,33	
z_obk3	0	80	10,1 ± 2,09	0,04
	1	18	9,03 ± 1,68	
z_obk4	0	80	8,09 ± 1,75	0,07
	1	18	7,26 ± 1,82	
z_obk5	0	80	6,73 ± 1,41	0,02
	1	18	5,8 ± 1,61	

Tab.3: Unterschied Knochen- Bodenabstand (z- Wert)

indolenter versus dolenter Vorfuß in unbelasteter (ob) Position

Abstände MTK (=k) untereinander und zum med. (mfr) und lat. (lfr) Fersenrand	Beschwerden ohne = 0 mit = 1	N	Mittelwert Standardabweichung	Sig. (2-seitig)
x_obmfr_k1	0	80	1,42 ± 0,31	0,12
	1	18	1,54 ± 0,43	
x_obk5_lfr	0	80	1,59 ± 0,43	0,98
	1	18	1,58 ± 0,50	
x_obk1_k2	0	80	2,06 ± 0,29	0,00
	1	18	1,82 ± 0,20	
x_obk2_k3	0	80	1,26 ± 0,18	0,39
	1	18	1,22 ± 0,20	
x_obk3_k4	0	80	1,33 ± 0,24	0,12
	1	18	1,44 ± 0,27	
x_obk4_k5	0	80	1,63 ± 0,29	0,21
	1	18	1,53 ± 0,31	
x_obk1_k5	0	80	6,28 ± 0,52	0,06
	1	18	6,02 ± 0,58	

Tab.4: Zusammenhang Abstände der MTK untereinander (x- Wert)

indolenter versus dolenter Vorfuß in unbelasteter (ob) Position

Abstand MTK (=k) zur Fersenkante (FK)	Beschwerden ohne = 0; mit = 1	N	Mittelwert Standardabweichung	Sig. (2-seitig)
y_obk1_fk	0	80	18,15 ± 1,20	0,12
	1	18	17,38 ± 0,91	
y_obk2_fk	0	80	18,44 ± 1,14	0,00
	1	18	17,57 ± 0,89	
y_obk3_fk	0	80	18,01 ± 1,13	0,00
	1	18	17,03 ± 0,85	
y_obk4_fk	0	80	17,11 ± 1,08	0,00
	1	18	16,13 ± 0,83	
y_obk5_fk	0	80	15,68 ± 1,08	0,00
	1	18	14,78 ± 0,92	

Tab.5: Unterschied Abstand MFK zur Fersenkante (y- Wert)
indolenter versus dolenter Vorfuß in unbelasteter (ob) Position

Die belastete Position wird in Abbildung 17 gezeigt. Der indolente Vorfuß ist hellblau und der dolente Vorfuß mit den dazugehörigen MTK gelb dargestellt.

Der zu der Abbildung gehörige Ergebnisteil wird in tabellarischer Form (s. Tab.6- 8) gezeigt.

In Tabelle 6 wird der unterschiedliche Knochen- Bodenabstand (z- Wert) des indolenten versus dolenten Vorfußes in belasteter (mb) Position dargestellt. Analog erfolgt die die Tabellendarstellung für den Zusammenhang der Abstände der MTK untereinander (x- Wert) des indolenten versus dolenten Vorfußes in belasteter Position (s. Tab.7) sowie für den Unterschied Abstand MFK zur Fersenkante (y- Wert) des belasteten indolenten versus dolenten Vorfußes (s.Tab.8).

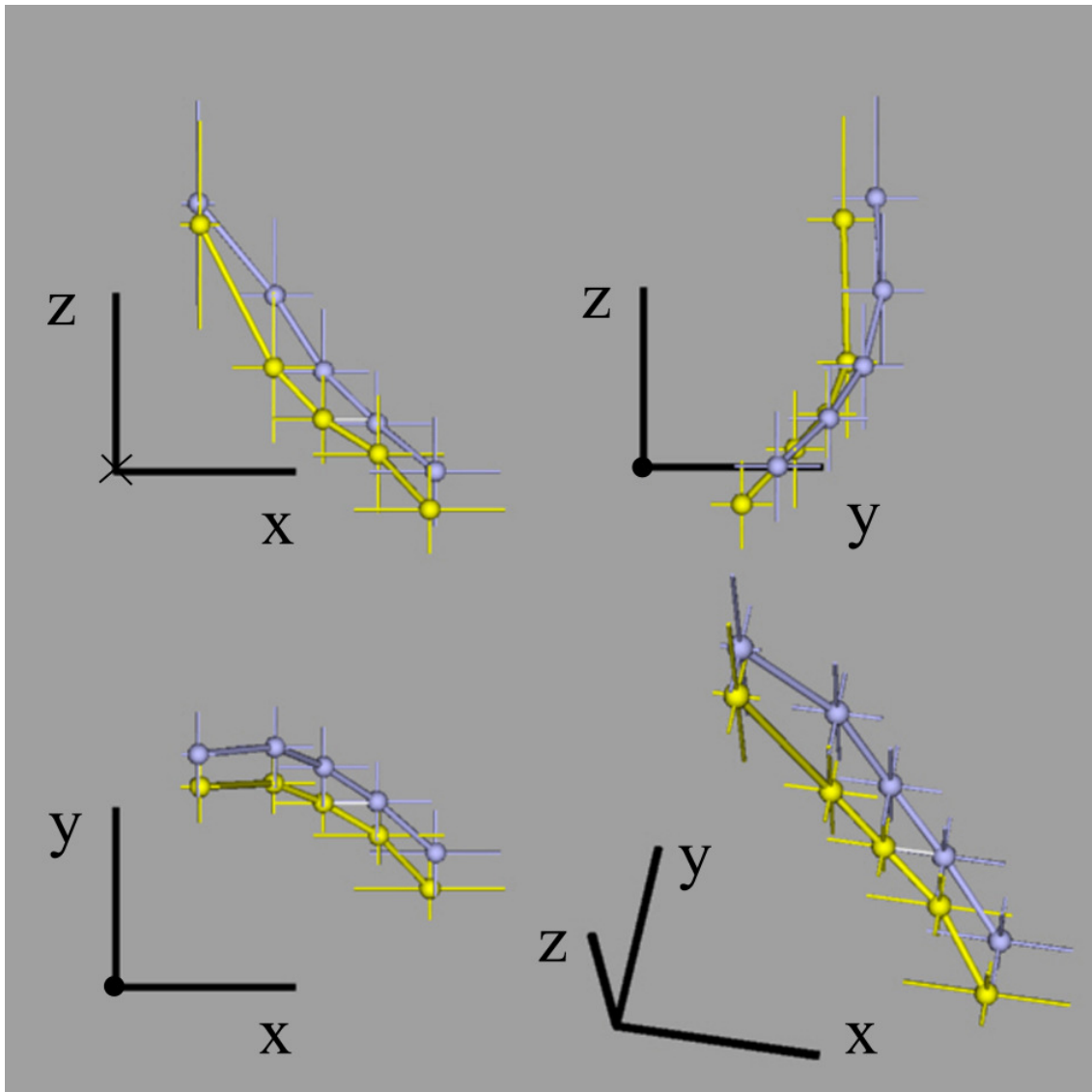


Abb.17: Belastete Position mit Vergleich des indolenten (hellblau) und dolenten (gelb) Vorfußes in 2- und 3 dimensionaler Darstellung (MTK1 zum MTK5 vom Achsenschnittpunkt nach re.; Ausnahme: Grafik mit z- und y Achse MTK5 zum MTK1 vom Achsenschnittpunkt nach re.)

MTK (=k)	Beschwerden 0 = ohne ; 1 = mit	N	Mittelwert und Standardabweichung	Signifikanz (2-seitig)
z_mbk1	0	80	13,48 ± 2,86	0,43
	1	18	12,88 ± 2,97	
z_mbk2	0	80	10,90 ± 12,16	0,00
	1	18	8,91 ± 2,16	
z_mbk3	0	80	8,80 ± 1,76	0,00
	1	18	7,47 ± 1,26	
z_mbk4	0	80	7,35 ± 1,47	0,03
	1	18	6,50 ± 1,68	
z_mbk5	0	80	6,02 ± 1,53	0,01
	1	18	4,96 ± 1,25	

Tab.6: Unterschied Knochen- Bodenabstand (z- Wert)

indolenter versus dolenter Vorfuß in belasteter (mb) Position

Abstände MTK (=k) untereinander und zum med. (mfr) und lat. (lfr) Fersenrand	Beschwerden ohne = 0 mit = 1	N	Mittelwert und Standartabweichung	Sig. (2-seitig)
x_mbmfr_k1	0	80	1,29 ± 0,33	0,64
	1	18	1,34 ± 0,46	
x_mbk5_lfr	0	80	1,37 ± 0,47	0,30
	1	18	1,50 ± 0,52	
x_mbk1_k2	0	80	2,13 ± 0,34	0,39
	1	18	2,05 ± 0,33	
x_mbk2_k3	0	80	1,37 ± 0,18	1,00
	1	18	1,37 ± 0,27	
x_mbk3_k4	0	80	1,47 ± 0,27	0,54
	1	18	1,54 ± 0,43	
x_mbk4_k5	0	80	1,63 ± 0,30	0,12
	1	18	1,43 ± 0,29	
x_mbk1_k5	0	80	6,60 ± 0,62	0,20
	1	18	6,39 ± 0,63	

Tab.7: Zusammenhang Abstände der MTK untereinander (x- Wert)

indolenter versus dolenter Vorfuß in belasteter (mb) Position

Abstand MTK (=k) zur Fersenkante (FK)	Beschwerden ohne = 0 ; mit = 1	N	Mittelwert Standardabweichung	Sig. (2-seitig)
y_mbk1_fk	0	80	18,46 ± 1,19	0,00
	1	18	17,56 ± 0,92	
y_mbk2_fk	0	80	18,66 ± 1,15	0,00
	1	18	17,66 ± 0,86	
y_mbk3_fk	0	80	18,11 ± 1,13	0,00
	1	18	17,11 ± 0,83	
y_mbk4_fk	0	80	17,15 ± 1,11	0,00
	1	18	16,21 ± 0,83	
y_mbk5_fk	0	80	15,72 ± 1,21	0,00
	1	18	14,73 ± 0,90	

Tab.8: Unterschied Abstand MFK zur Fersenkante (y- Wert)

indolenter versus dolenter Vorfuß in belasteter (mb) Position

Bei der Betrachtung der Beschwerdesituation (s.Abb.18. und 19.) ist für den indolenten unbelasteten Vorfuß eine blaue und für den belasteten Vorfuß eine graue Farbe kennzeichnend (s.Abb.18).

Der dolente Vorfuß (s.Abb.19) wird in unbelasteter rot und belasteter Position gelb dargestellt. Der zu der Abbildung gehörige Ergebnisteil wird in tabellarischer Form (s. Tab.9- 14) gezeigt. In Tabelle 9 wird der unterschiedliche Knochen- Bodenabstand (z- Wert) des indolenten Vorfußes in unbelasteter (ob) versus belasteter (mb) Position dargestellt. Die Tabellendarstellung für den Zusammenhang der Abstände der MTK untereinander (x- Wert) des unbelasteten versus belasteten indolenten Vorfußes (s. Tab.10) sowie für den Unterschied Abstand MFK zur Fersenkante (y- Wert) erfolgt entsprechend (s.Tab.11). In Tabelle 12 (z-Wert), 13 (x- Wert) und 14 (y- Wert) werden die entsprechenden Parameter für den dolenten Vorfuß bestimmt.

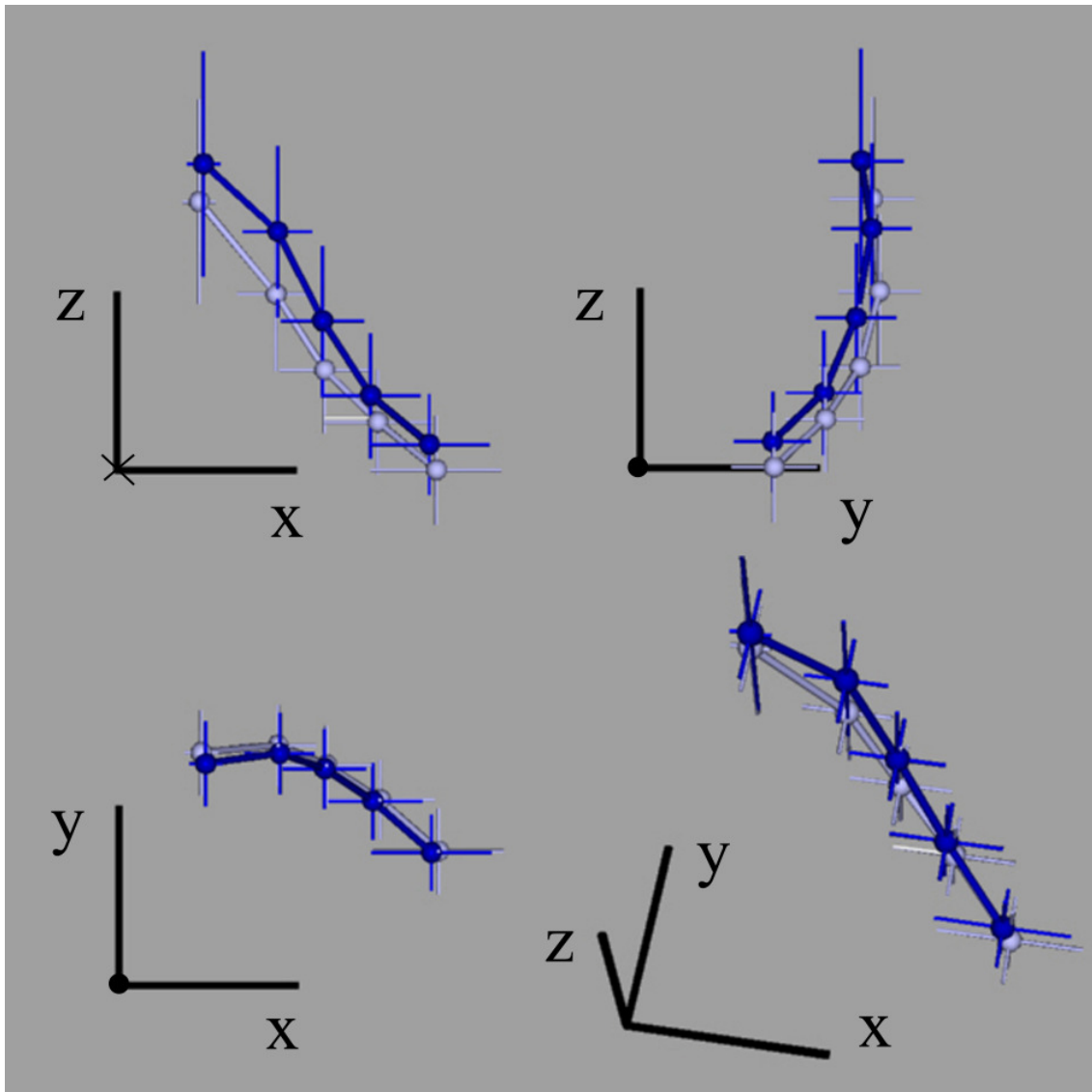


Abb.18: Indolenter Vorfuß mit Vergleich der unbelasteten (blau) und belasteten (grau) Position in 2- und 3 dimensionaler Darstellung
(MTK1 zum MTK5 vom Achsenschnittpunkt nach re.; Ausnahme: Grafik mit z- und y Achse MTK5 zum MTK1 vom Achsenschnittpunkt nach re.)

MTK (=k)	Mittelwert	N	Mittelwert und Standardabweichung	Signifikanz (2-seitig)
z_obk1	14,53	80	14,53 ± 3,15	0,00
z_mbk1	13,48	80	13,48 ± 2,86	
z_obk2	12,65	80	12,65 ± 2,39	0,00
z_mbk2	10,91	80	10,91 ± 2,16	
z_obk3	10,17	80	10,17 ± 2,10	0,00
z_mbk3	8,80	80	8,80 ± 1,76	
z_obk4	8,10	80	8,10 ± 1,75	0,00
z_mbk4	7,35	80	7,35 ± 1,47	
z_obk5	6,73	80	6,73 ± 1,41	0,00
z_mbk5	6,02	80	6,02 ± 1,53	

Tab.9: Unterschied Knochen- Bodenabstand (z- Wert)

unbelastet (ob) versus belastet (mb) des indolenten Vorfußes

Abstände MTK (=k) untereinander und zum med. (mfr) und lat. (lfr) Fersenrand	N	Mittelwert und Standardabweichung	Signifikanz (2-seitig)
x_obmfr_k1	80	1,41 ± 0,31	0,00
x_mbmfr_k1	80	1,29 ± 0,33	
x_obk5_lfr	80	1,59 ± 0,43	0,00
x_mbk5_lfr	80	1,37 ± 0,47	
x_obk1_k2	80	2,06 ± 0,28	0,04
x_mbk1_k2	80	2,13 ± 0,34	
x_obk2_k3	80	1,26 ± 0,18	0,00
x_mbk2_k3	80	1,37 ± 0,18	
x_obk3_k4	80	1,33 ± 0,24	0,00
x_mbk3_k4	80	1,47 ± 0,27	
x_obk4_k5	80	1,63 ± 0,29	1,00
x_mbk4_k5	80	1,63 ± 0,30	
x_obk1_k5	80	6,28 ± 0,52	0,00
x_mbk1_k5	80	6,60 ± 0,62	

Tab.10: Zusammenhang Abstände der MTK untereinander (x- Wert)

unbelastet (ob) versus belastet (mb) des indolenten Vorfußes

Abstand MTK (=k) zur Fersenkante (FK)	N	Mittelwert und Standardabweichung	Sig. (2-seitig)
y_obk1_fk	80	18,15 ± 1,20	0,00
y_mbk1_fk	80	18,46 ± 1,19	
y_obk2_fk	80	18,44 ± 1,14	0,00
y_mbk2_fk	80	18,66 ± 1,15	
y_obk3_fk	80	18,01 ± 1,13	0,01
y_mbk3_fk	80	18,11 ± 1,13	
y_obk4_fk	80	17,11 ± 1,08	0,25
y_mbk4_fk	80	17,15 ± 1,11	
y_obk5_fk	80	15,68 ± 1,08	0,61
y_mbk5_fk	80	15,72 ± 1,21	

Tab.11: Unterschied Abstand MTK zur Fersenkante (y- Wert)

unbelastet (ob) versus belastet (mb) des indolenten Vorfußes

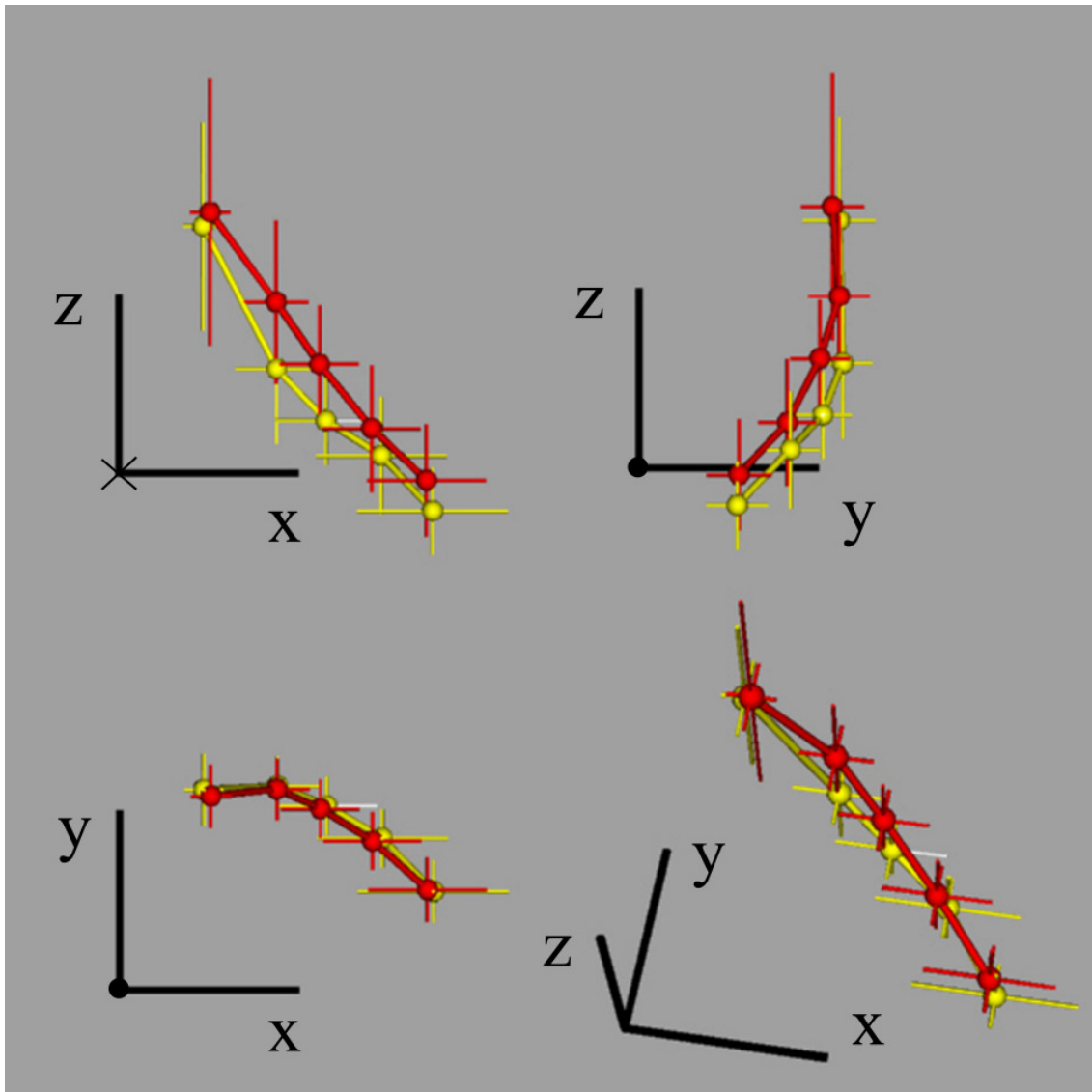


Abb.19: Dolenter Vorfuß mit Vergleich der unbelasteten (rot) und belasteten (gelb) Position in 2- und 3 dimensionaler Darstellung (MTK1 zum MTK5 vom Achsenschnittpunkt nach re.; Ausnahme: Grafik mit z- und y Achse MTK5 zum MTK1 vom Achsenschnittpunkt nach re.)

MTK (=k)	Mittelwert	N	Mittelwert und Standardabweichung	Signifikanz (2-seitig)
z_obk1	13,26	18	13,26 ± 3,83	0,43
z_mbk1	12,88	18	12,88 ± 2,97	
z_obk2	10,77	18	10,77 ± 2,34	0,00
z_mbk2	8,91	18	8,91 ± 2,16	
z_obk3	9,04	18	9,04 ± 1,68	0,00
z_mbk3	7,47	18	7,47 ± 1,26	
z_obk4	7,27	18	7,27 ± 1,82	0,00
z_mbk4	6,50	18	6,50 ± 1,68	
z_obk5	5,82	18	5,82 ± 1,61	0,00
z_mbk5	4,96	18	4,96 ± 1,25	

Tab.12: Unterschied Knochen- Bodenabstand (z- Wert)
unbelastet (ob) versus belastet (mb) des dolenten Vorfußes

Abstände MTK (=k) untereinander und zum med. (mfr) und lat. (lfr) Fersenrand	N	Mittelwert und Standardabweichung	Sig. (2-seitig)
x_obmfr_k1	18	1,54 ± 0,43	0,01
x_mbmfr_k1	18	1,34 ± 0,46	
x_obk5_lfr	18	1,58 ± 0,50	0,48
x_mbk5_lfr	18	1,50 ± 0,52	
x_obk1_k2	18	1,82 ± 0,20	0,01
x_mbk1_k2	18	2,05 ± 0,33	
x_obk2_k3	18	1,22 ± 0,20	0,03
x_mbk2_k3	18	1,37 ± 0,27	
x_obk3_k4	18	1,44 ± 0,27	0,25
x_mbk3_k4	18	1,54 ± 0,43	
x_obk4_k5	18	1,53 ± 0,31	0,14
x_mbk4_k5	18	1,43 ± 0,29	
x_obk1_k5	18	6,02 ± 0,58	0,00
x_mbk1_k5	18	6,39 ± 0,63	

Tab.13: Zusammenhang Abstände der MTK untereinander (x- Wert)
unbelastet (ob) versus belastet (mb) des dolenten Vorfußes

Abstand MTK (=k) zur Fersenkante (FK)	N	Mittelwert Standardabweichung	Sig. (2-seitig)
y_obk1_fk	18	17,38 ± 0,91	0,08
y_mbk1_fk	18	17,56 ± 0,92	
y_obk2_fk	18	17,57 ± 0,88	0,09
y_mbk2_fk	18	17,66 ± 0,86	
y_obk3_fk	18	17,03 ± 0,85	0,07
y_mbk3_fk	18	17,11 ± 0,8	
y_obk4_fk	18	16,13 ± 0,83	0,31
y_mbk4_fk	18	16,21 ± 0,83	
y_obk5_fk	18	14,78 ± 0,92	0,35
y_mbk5_fk	18	14,73 ± 0,90	

Tab.14: Unterschied Abstand MTK zur Fersenkante (y- Wert)
unbelastet (ob) versus belastet (mb) des dolenten Vorfußes

5.2 Untersuchung des Knochen- Bodenabstandes (z- Wert) bei Vergleich des indolenten und dolenten Vorfußes sowie in unterschiedlicher Belastungssituation

Der T- Test bei gepaarten Stichproben zeigt bei Probanden ohne Vorfußbeschwerden (N= 80) einen hoch signifikanten Unterschied ($p \leq 0,01$) des z- Wertes für die MTK 1- 5 zur Belastungssituation, d.h. im Vergleich unbelastet versus belasteter Vorfuß (s.Tab.9). Die Darstellung des KBA in unterschiedlicher Belastungs- und Beschwerdesituation wird in Abbildung 16 bis 19 in 2- und 3 dimensionaler Darstellung verdeutlicht.

Die Messergebnisse der MTK 1 bis 5 verdeutlichen diese hochsignifikante Unterschiede (MTK1 indolent $14,53 \pm 3,15$ mm und dolent $13,48 \pm 2,86$ mm; MTK2 unbelastet $12,65 \pm 2,39$ mm und belastet $10,91 \pm 2,16$ mm; MTK3 unbelastet $10,17 \pm 2,10$ mm und belastet $8,80 \pm 1,76$ mm; MTK4 unbelastet $8,10 \pm 1,75$ mm und belastet $7,35 \pm 1,47$ mm sowie MTK5 unbelastet $6,73 \pm 1,41$ mm und belastet $6,02 \pm 1,53$ mm).

Bei Probanden hingegen mit Vorfußbeschwerden (N= 18) ist der Unterschied des z- Wertes zur Belastungssituation (s.Tab.12) nur für die MTK 2- 5 hoch signifikant (MTK2 unbelastet $10,77 \pm 2,34$ mm und belastet $8,91 \pm 2,16$ mm; MTK3 unbelastet $9,04 \pm 1,68$ mm und belastet $7,47 \pm$

1,26 mm; MTK4 unbelastet $7,27 \pm 1,82$ mm und belastet $6,50 \pm 1,68$ mm sowie MTK5 unbelastet $5,82 \pm 1,61$ mm und belastet $4,96 \pm 1,25$ mm).

Für das MTK 1 (unbelastet $13,26 \pm 3,83$ mm und belastet $12,88 \pm 2,97$ mm) gibt es keinen signifikanten Unterschied ($p=0,43$) im Belastungsvergleich.

Zusammenfassend werden die Metatarsalköpfchen unter statischer Belastung bei beiden Probandengruppen mit Ausnahme des MTK 1 bei Probanden mit dolenten Vorfuß plantarisiert.

Bei der Untersuchung des KBA in Bezug auf die Vorfußbeschwerdesymptomatik, indolenter versus dolenter Vorfuß, findet der ungepaarte T-Test für die Mittelwertgleichheit Anwendung (s.Tab.3 und 6). Hier sind die Ergebnisse nicht so eindeutig.

Für das MTK 1 besteht sowohl unbelastet (indolent $14,53 \pm 3,15$ mm und dolent $13,26 \pm 3,83$ mm; $p=0,140$) als auch belastet (indolent $13,48 \pm 2,86$ mm und dolent $12,88 \pm 2,97$ mm; $p=0,43$) kein signifikanter Unterschied. Gleiches gilt für das MTK 4 unbelastet (indolent $8,09 \pm 1,75$ mm und dolent $7,26 \pm 1,82$ mm) im Beschwerdevergleich ($p=0,073$). Belastet hingegen zeigt sich für das MTK 4 ein signifikanter Unterschied (indolent $7,35 \pm 1,47$ mm und dolent $6,50 \pm 1,68$ mm; $p=0,03$).

Ein hochsignifikanter Unterschied bei der unbelasteten Vorfußsituation besteht für das MTK 2 (indolent $12,65 \pm 2,39$ mm und dolent $10,77 \pm 2,33$ mm; $p \leq 0,01$). Das MTK 3 (indolent $10,1 \pm 2,09$ mm und dolent $9,03 \pm 1,68$ mm; $p=0,04$) und 5 (indolent $6,73 \pm 1,41$ mm und dolent $5,8 \pm 1,61$ mm; $p=0,02$) weisen unbelastet signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) des z- Wertes auf.

Bei der belasteten Vorfußsituation bestehen hochsignifikante Unterschiede ($p \leq 0,01$) für das MTK 2 (indolent $10,90 \pm 2,16$ mm und dolent $8,91 \pm 2,16$ mm), das MTK 3 (indolent $8,80 \pm 1,76$ mm und dolent $7,47 \pm 1,26$ mm) als auch für das MTK 5 (indolent $6,02 \pm 1,53$ mm und dolent $4,96 \pm 1,25$ mm).

Die Plantarisierung der zentralen MTK (MTK 2 und 3) und des sog. lateralen Pfeilers (MTK 5) scheint signifikant bis hochsignifikant mit zunehmenden Beschwerden verbunden zu sein.

5.3 Untersuchung der Abstände der Metatarsalköpfchen untereinander (x- Wert) bei Vergleich des indolenten und dolenten Vorfußes sowie in unterschiedlicher Belastungssituation

Beim belastungsabhängigen Vergleich der beiden Vorfußgruppen findet bei Untersuchung der MTK- Abstände (x- Wert) der T- Test bei gepaarter Stichprobe Anwendung (s.Tab.10, 13 und 15). Eine grafische Veranschaulichung der intermetatarsalen Abstände in 2- und 3- dimensionaler Betrachtung zeigt Abbildung 18 und 19.

Bei der Gruppe mit indolentem Vorfuß (N=80) besteht in Bezug auf den Vergleich belastet versus unbelastet kein signifikanter Unterschied ($p \leq 1,00$) bei dem Abstand MTK 4- 5 (unbelastet $1,63 \pm 0,29$ cm und belastet $1,63 \pm 0,30$ cm). Der Abstand MTK 1- 2 ist signifikant (unbelastet $2,06 \pm 0,28$ cm und belastet $2,13 \pm 0,34$ cm; $p \leq 0,05$).

Die Abstände des medialen Fußrandes zum MTK 1 (unbelastet $1,41 \pm 0,31$ cm und belastet $1,29 \pm 0,33$ cm), MTK 2- 3 (unbelastet $1,26 \pm 0,18$ cm und belastet $1,37 \pm 0,18$ cm), MTK 3- 4 (unbelastet $1,33 \pm 0,24$ cm und belastet $1,47 \pm 0,27$ cm), MTK 5 zum lateralen Fußrand (unbelastet $1,59 \pm 0,43$ cm und belastet $1,37 \pm 0,47$ cm) sowie die gesamte Vorfußbreite vom MTK 1 bis 5 (unbelastet $6,28 \pm 0,52$ cm und belastet $6,60 \pm 0,62$ cm) sind hochsignifikant ($p \leq 0,01$).

In Abbildung 18 sind die Abstände der MTK grafisch verdeutlicht.

Bei der Gruppe mit Vorfußbeschwerden (N= 18) wird kein signifikanter Unterschied bei dem Abstand MTK 3- 4 (unbelastet $1,44 \pm 0,27$ cm und belastet $1,54 \pm 0,43$ cm; $p = 0,25$), MTK 4- 5 (unbelastet $1,53 \pm 0,31$ cm und belastet $1,43 \pm 0,29$ cm; $p = 0,14$) und MTK 5- LFR (unbelastet $1,58 \pm 0,50$ cm und belastet $1,50 \pm 0,52$; $p = 0,48$) deutlich.

Der Abstand MTK 2- 3 (unbelastet $1,22 \pm 0,20$ cm, belastet $1,37 \pm 0,27$ cm) ist signifikant ($p \leq 0,05$). Die Abstände MFR- MTK 1(unbelastet $1,54 \pm 0,43$ cm und belastet $1,34 \pm 0,46$ cm), MTK 1- 2 (unbelastet $1,82 \pm 0,20$ cm und belastet $2,05 \pm 0,33$ cm) und MTK 1- 5 (unbelastet $6,02 \pm 0,58$ cm und belastet $6,39 \pm 0,63$ cm) sind hochsignifikant ($p \leq 0,01$). Den dolenten Vorfuß in 2 und 3 dimensionaler Darstellung im Belastungsvergleich zeigt Abb. 19.

Beim beschwerdeabhängigen Vergleich (s.Tab.4,7, 15) der beiden Vorfußgruppen findet bei Untersuchung der MTK- Abstände (x- Wert) der ungepaarte T- Test für die

Mittelwertgleichheit Anwendung. Grafisch werden die Unterschiede in 2- und 3 dimensionaler Darstellung in Abb. 16 und 17 aufgezeigt.

Mit Ausnahme des Abstandes MTK 1- 2 (indolent $2,06 \pm 0,287$ cm und dolent $1,82 \pm 0,20$ cm), welcher einen hochsignifikanten Unterschied ($p \leq 0,01$) verdeutlicht, bestehen bei der unbelasteten Vorfußsituation der übrigen MTK Abstände des med. Fersenrand zum MTK1 (indolent $1,42 \pm 0,31$ cm und dolent $1,54 \pm 0,43$ cm; $p = 0,12$), MTK 5 zum lat. Fersenrand (indolent $1,59 \pm 0,43$ cm und dolent $1,58 \pm 0,50$ cm; $p = 0,98$), MTK 2- 3 (indolent $1,26 \pm 0,18$ cm und dolent $1,22 \pm 0,20$ cm; $p = 0,39$), MTK 3- 4 (indolent $1,33 \pm 0,24$ cm und dolent $1,44 \pm 0,27$ cm; $p = 0,12$), MTK 4- 5 (indolent $1,63 \pm 0,29$ cm und dolent $1,53 \pm 0,31$ cm; $p = 0,21$) sowie MTK1- 5 (indolent $6,28 \pm 0,52$ cm und dolent $6,02 \pm 0,58$ cm; $p = 0,06$) keine signifikanten Unterschiede des x- Wertes.

Bei der belasteten Vorfußsituation gibt es keinen signifikanten Unterschied ($p \leq 0,05$) in Bezug auf den Beschwerdevergleich der Probandenfüße für die Abstände der MTK (s.Tab.7).

Dieses verdeutlichen die Abstandsunterschiede med. Fersenrand zum MTK1 (indolent $1,29 \pm 0,33$ cm und dolent $1,34 \pm 0,46$ cm; $p = 0,64$), MTK 5 zum lat. Fersenrand (indolent $1,37 \pm 0,47$ cm und dolent $1,50 \pm 0,52$ cm; $p = 0,30$), MTK 1- 2 (indolent $2,13 \pm 0,34$ cm und dolent $2,05 \pm 0,33$ cm; $p = 0,39$), MTK 2- 3 (indolent $1,37 \pm 0,18$ cm und dolent $1,37 \pm 0,27$ cm; $p = 1,00$), MTK 3- 4 (indolent $1,47 \pm 0,27$ cm und dolent $1,54 \pm 0,43$ cm; $p = 0,54$), MTK 4- 5 (indolent $1,63 \pm 0,30$ cm und dolent $1,43 \pm 0,29$ cm; $p = 0,12$) sowie MTK1- 5 (indolent $6,60 \pm 0,62$ cm und dolent $6,39 \pm 0,63$ cm; $p = 0,20$).

Zusammenfassend findet unter Belastung beim indolentem Vorfuß eine Zunahme des Metatarsalköpfchenabstandes statt. Beim dolenten Vorfuß ist das Ergebnis nicht so eindeutig. Betrachtet man jedoch den gesamten Vorfuß (Abstand MTK1- 5), so findet auch hier eine hochsignifikante Zunahme der Ausdehnung der Metatarsalköpfchenreihe unter Belastung statt.

Die Fähigkeit zur Anpassung auf unterschiedliche Belastungssituationen durch Erhöhung des Intermetatarsalköpfchenabstandes ist beim dolenten Vorfuß nur z.T. vorhanden.

Der Vergleich der beiden Probandengruppen zeigt bis auf einen hochsignifikanten Unterschied ($p \leq 0,01$) des Abstandes MTK1- 2 in unbelasteter Position keine relevante Abstandszunahme

des Intermetatarsalköpfchenabstandes der einzelnen MTK sowohl bei unbelasteter wie auch belasteter Vorfußsituation.

Veranschaulicht man sich die absoluten Messwerte, so ist der Intermetatarsalabstand bei der indolenten Probandengruppe unbelastet und belastet zwischen MTK 1 und 2 am größten (unbelastet $2,06 \pm 0,28$ cm und belastet $2,13 \pm 0,34$ cm). Die Vergleichswerte der Abstände MTK 2- 3 (unbelastet $1,26 \pm 0,18$ cm und belastet $1,37 \pm 0,18$ cm), MTK 3- 4 (unbelastet $1,33 \pm 0,24$ cm und belastet $1,47 \pm 0,27$ cm) und MTK 4- 5 (unbelastet $1,63 \pm 0,29$ cm und belastet $1,63 \pm 0,30$ cm) zeigen unbelastet wie auch belastet eine Abstandszunahme von medial MTK 2- 3 nach lateral MTK 4- 5. Zudem besteht unter Belastung ein größerer Intermetatarsalabstand als unbelastet. Dieses zeigt sich auch unter Betrachtung der Gesamtvorfußbreite (MTK 1- 5 unbelastet $6,28 \pm 0,52$ cm und belastet $6,60 \pm 0,62$ cm). Somit findet unter Belastung eine Aufspreizung des indolenten Vorfußes von MTK1 bis 5 von 0,32 cm ((MTK1- 5 belastet) $6,60 \pm 0,62$ cm – (MTK1- 5 unbelastet) $6,28 \pm 0,52$ cm = $0,32 \pm 0,10$ cm)) statt.

Bei der Probandengruppe mit Vorfußbeschwerden ist der Intermetatarsalabstand unbelastet und belastet zwischen MTK 1 und 2 ebenfalls am größten (unbelastet $1,82 \pm 0,20$ cm und belastet $2,05 \pm 0,33$ cm). In der unbelasteten Position kommt es hier ebenfalls zu einem Anstieg des intermetatarsalen Abstandes von MTK 2- 3 zum MTK 4- 5 (MTK 2- 3 unbelastet $1,22 \pm 0,20$ cm; MTK 3- 4 unbelastet $1,44 \pm 0,27$ cm und MTK 4- 5 unbelastet $1,53 \pm 0,31$ cm). In der belasteten Position besteht nur eine tendenzielle Zunahme des Intermetatarsalabstandes von medial nach lateral (MTK 2- 3 belastet $1,37 \pm 0,27$ cm; MTK 3- 4 belastet $1,54 \pm 0,43$ cm und MTK 4- 5 belastet $1,43 \pm 0,29$ cm), da der Abstand MTK 4- 5 geringer ist als der benachbarte (MTK 3- 4) Intermetatarsalabstand.

Die gesamte Breite zwischen MTK1 bis 5 nimmt unter Belastung um 0,37 cm zu ((MTK1- 5 belastet) $6,39 \pm 0,63$ - (MTK1- 5 unbelastet) $6,02 \pm 0,58$ = $0,37 \pm 0,05$)).

Beim Beschwerdevergleich ist in der unbelasteten Untersuchungsposition unter Betrachtung der Meßwerte der intermetatarsale Köpfchenabstand bei der indolenten Probandengruppe tendenziell größer (MTK 1- 2 indolent $2,06 \pm 0,29$ cm und dolent $1,82 \pm 0,20$ cm; MTK 2- 3 indolent $1,26 \pm 0,18$ cm und dolent $1,22 \pm 0,20$ cm; MTK 3- 4 indolent $1,33 \pm 0,24$ cm und dolent $1,44 \pm 0,27$ cm; MTK 4- 5 indolent $1,63 \pm 0,29$ cm und dolent $1,53 \pm 0,31$ cm). Ausnahme bildet der Abstand MTK 3- 4, bei dem in der dolenten Gruppe der größere Abstand besteht (MTK 3- 4 indolent $1,33 \pm 0,24$ cm und dolent $1,44 \pm 0,27$ cm).

Gleiches gilt für die belastete Untersuchungsposition (MTK 1- 2 indolent $2,13 \pm 0,34$ cm und dolent $2,05 \pm 0,33$ cm; MTK 2- 3 indolent $1,37 \pm 0,18$ cm und dolent $1,37 \pm 0,27$ cm; MTK 3- 4 indolent $1,47 \pm 0,27$ cm und dolent $1,54 \pm 0,43$ cm; MTK 4- 5 indolent $1,63 \pm 0,30$ cm und dolent $1,43 \pm 0,29$ cm). Ausnahmen bilden hier der Abstand MTK 2- 3 (indolent $1,37 \pm 0,18$ cm und dolent $1,37 \pm 0,27$ cm) mit gleichem Abstand und MTK 3- 4 (indolent $1,47 \pm 0,27$ cm und dolent $1,54 \pm 0,43$ cm).

In unbelasteter Position besteht beim Beschwerdevergleich ein MTK1- 5 Abstandsunterschied von $0,26$ cm ((indolent) $6,28 \pm 0,52$ – (dolent) $6,02 \pm 0,58 = 0,26$ cm $\pm 0,06$)). Belastet ist der Unterschied geringer und beträgt $0,21$ cm ((indolent) $6,60 \pm 0,62$ – (dolent) $6,39 \pm 0,63 = 0,21$ cm $\pm 0,01$)).

Der gemessene intermetatarsale Abstand nimmt tendenziell folglich mit der Entwicklung von Vorfußbeschwerden ab.

5.4 Untersuchung der Abstände der Metatarsalköpfchen zur Ferse **(y- Wert) bei Vergleich des indolenten und dolenten Vorfußes sowie in unterschiedlicher Belastungssituation**

Bei Vergleich der Belastungssituation der Probanden ohne und mit Vorfußbeschwerden findet der T- Test bei gepaarter Stichprobe Anwendung (s.Tab.11, 14, 15 und Abb.18- 19).

Die Untersuchung des belastungsabhängigen Abstandsunterschiedes der indolenten Vorfußgruppe (N= 80) zwischen den jeweiligen MTK und Ferse ergibt für das MTK 4 (unbelastet $17,11 \pm 1,08$ cm und belastet $17,15 \pm 1,11$ cm; $p = 0,25$) und 5 (unbelastet $15,68 \pm 1,08$ cm und belastet $15,72 \pm 1,21$ cm; $p = 0,61$) keinen signifikanten Unterschied. Für das MTK 1 (unbelastet $18,15 \pm 1,20$ und belastet $18,46 \pm 1,19$ cm) , 2 (unbelastet $18,44 \pm 1,14$ cm und belastet $18,66 \pm 1,15$ cm) und 3 (unbelastet $18,01 \pm 1,13$ cm und belastet $18,11 \pm 1,13$ cm) zeigt sich ein hochsignifikanter ($p \leq 0,01$) Unterschied.

Bei genauer Betrachtung nimmt tendenziell das Signifikanzniveau von innen (MTK1,2 und 3 $p < 0,01$) nach außen (MTK 4 $p = 0,25$ und MTK 5 $p = 0,61$) ab.

Bei Probanden mit Vorfußbeschwerden (N= 18) zeigt sich für alle MTK (MTK 1 unbelastet $17,38 \pm 0,91$ cm und belastet $17,56 \pm 0,92$ cm, $p= 0,08$; MTK 2 unbelastet $17,57 \pm 0,88$ cm und belastet $17,66 \pm 0,86$ cm, $p= 0,09$; MTK 3 unbelastet $17,03 \pm 0,85$ cm und belastet $17,11 \pm 0,8$ cm, $p= 0,07$; MTK 4 unbelastet $16,13 \pm 0,83$ cm und belastet $16,21 \pm 0,83$ cm, $p= 0,31$; MTK 5 unbelastet $14,78 \pm 0,92$ cm und belastet $14,73 \pm 0,90$ cm, $p= 0,35$) kein signifikanter Unterschied. Jedoch fällt mit Ausnahme des MTK 3 ($p= 0,07$) das Signifikanzniveau in gleicher Weise wie bei den Probanden ohne Vorfußbeschwerden von innen (MTK 1 $p= 0,08$; MTK 2 $p= 0,09$) nach außen (MTK 4 $p= 0,31$; MTK 5 $p= 0,35$) ab.

Beschwerdeabhängig betrachtet (s.Tab.5, 8 und Abb.16- 17) findet der ungepaarte T- Test für die Mittelwertgleichheit Anwendung.

Es sind in der unbelasteten Position alle Unterschiede (MTK 2- Ferse indolent $18,44 \pm 1,14$ cm und dolent $17,57 \pm 0,89$ cm; MTK 3- Ferse indolent $18,01 \pm 1,13$ cm und dolent $17,03 \pm 0,85$ cm; MTK 4- Ferse indolent $17,11 \pm 1,08$ cm und dolent $16,13 \pm 0,83$ cm; MTK 5- Ferse indolent $15,68 \pm 1,08$ cm und dolent $14,78 \pm 0,92$ cm) bis auf den nicht signifikanten Abstandsunterschied MTK 1 zur Ferse (indolent $18,15 \pm 1,20$ cm und dolent $17,38 \pm 0,9$ cm; $p= 0,12$) hochsignifikant ($p \leq 0,01$).

Das gleiche gilt für die belastete Vorfußposition, wobei hier alle MTK (MTK 1- Ferse indolent $18,46 \pm 1,19$ cm und dolent $17,56 \pm 0,92$ cm; MTK 2- Ferse indolent $18,66 \pm 1,15$ cm und dolent $17,66 \pm 0,86$ cm; MTK 3- Ferse indolent $18,11 \pm 1,13$ cm und dolent $17,11 \pm 0,83$ cm; MTK 4- Ferse indolent $17,15 \pm 1,11$ cm und dolent $16,21 \pm 0,83$ cm; MTK 5- Ferse indolent $15,72 \pm 1,21$ cm und dolent $14,73 \pm 0,90$ cm) beschwerdeabhängig betrachtet einen hochsignifikanten Unterschied ($p \leq 0,01$) aufweisen.

Die o.g. Messergebnisse zusammenfassend findet unter Belastung eine Zunahme des MTK-Fersenabstandes beim indolenten Vorfuß statt.

Ein signifikanter bzw. hochsignifikanter Unterschied zeigt sich jedoch nur für das MTK1- 3. Bei genauer Betrachtung nimmt das Signifikanzniveau von innen (MTK1, $p \leq 0,01$) nach außen (MTK 5, $p= 0,612$) ab, was auf eine Abnahme der Ausdehnungsfähigkeit der MTK in Fußlängsrichtung von medial nach lateral deutet.

Bei Probanden mit Vorfußbeschwerden scheint diese Fähigkeit aufgehoben, da es keinen signifikanten Unterschied für alle MTK gibt. Jedoch steigt das Signifikanzniveau in gleicher Weise wie bei den Probanden ohne Vorfußbeschwerden von innen nach außen an.

Das deutet daraufhin, dass bei Vorfußbeschwerden die distale Ausdehnungsfähigkeit der MTK abnimmt bzw. sich deutlich unterscheidet zum indolenten Vorfuß.

Dieses verdeutlichen auch die Ergebnisse der y- Werte, die in unbelasteter wie belasteter Untersuchungsposition hochsignifikante Unterschiede ($p \leq 0,01$) beim Vergleich der beiden Probandengruppen aufzeigen. Eine Ausnahme ist der nicht signifikante Abstandsunterschied des MTK 1 zur Ferse in unbelasteter Position (indolent $18,15 \pm 1,20$ cm und dolent $17,38 \pm 0,9$ cm; $p = 0,12$).

5.5 Untersuchung des Zusammenhanges zwischen Körpergewicht und Knochenbodenabstand und zu den Abständen der einzelnen MTK bei Vergleich des indolenten und dolenten Vorfußes in unterschiedlicher Belastungssituation

Für diese Untersuchung (s.Tab.16- 19 und Abb.20- 55) des indolenten (N= 80) und dolenten (N= 18) Probandenfußes wird die Korrelation nach Pearson angewandt. Untersucht wird in unbelastet wie belasteter Vorfußposition bei beiden Probandengruppen. Das Durchschnittsgewicht (s.Tab.1) beträgt bei der indolenten Vorfußgruppe 71,5 und bei der Gruppe mit Vorfußbeschwerden 67,6 kg. Die Korrelation ist auf dem Niveau von $p \leq 0,01$ hochsignifikant und $p \leq 0,05$ signifikant.

Zunächst erfolgt die Auswertung des Zusammenhanges des Körpergewichtes in Bezug auf den KBA des indolenten Vorfußes (s.Tab.16). Dieser Zusammenhang wird auch in den Abb.20 bis 29 verdeutlicht. Die x- Achse der unten dargestellten Abb.20 bis 29 bezeichnet das Gewicht in kg und die y- Achse den KBA der einzelnen MTK in unbelasteter (abgekürzt als z_obk) und belasteter Position (abgekürzt als z_mbk). Die erhaltenen Werte sind als kleines rotes Quadrat in den Diagrammen ersichtlich.

Für das MTK1 in der unbelasteten (MTK 1, $p \leq 0,01$) und belasteten (MTK 1, $p \leq 0,01$) Position besteht eine hochsignifikante, für das MTK 3 in der unbelasteten Position (MTK 3 $p = 0,02$) eine signifikante positive Korrelation zwischen Körpergewicht und Plantarisierung des MTK (s. Abb.20,22 und 25).

Für alle anderen MTK der Probanden mit indolentem Vorfuß besteht sowohl in der belasteten wie unbelasteten Position keine positive Korrelation (MTK2 unbelastet $p = 0,86$ und belastet $p = 0,08$; MTK3 belastet $p = 0,10$; MTK4 unbelastet $p = 0,18$ und belastet $p = 0,19$; MTK5 unbelastet $p = 0,85$ und belastet $p = 0,30$). Die einzelnen Werte der Korrelation nach Pearson sind in Tabelle 16 aufgeführt.

Abb.20- 24 stellt den Einfluß des Gewichtes auf den Knochen- Bodenabstand (z- Wert) in mm von MTK1- 5 (k1- 5) bei Probanden ohne Vorfußbeschwerden in unbelasteter (ob) Position dar. In Abb.20- 22 zeigt sich in Bezug auf das untersuchte Merkmal eine positive Korrelation.

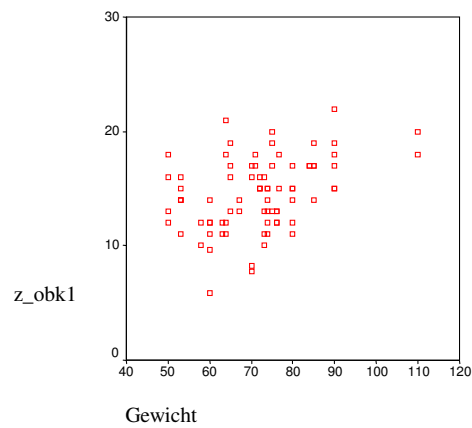


Abb.20: z- Wert k1 vs. Gewicht

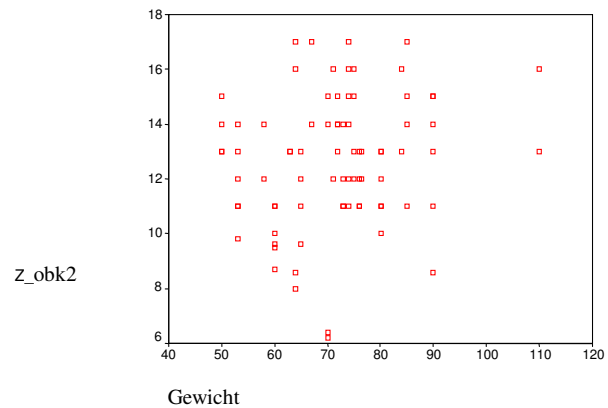


Abb.21: z- Wert k2 vs. Gewicht

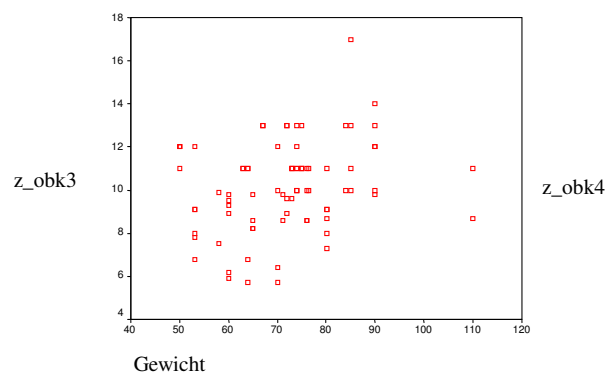


Abb.22: z- Wert k3 vs. Gewicht

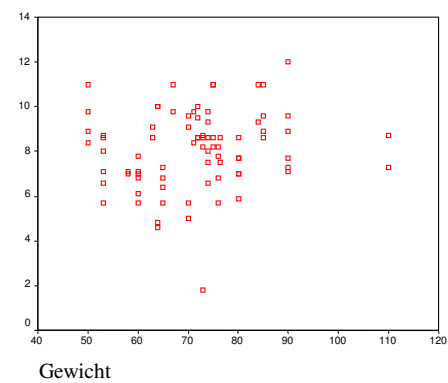


Abb.23: z- Wert k4 vs. Gewicht

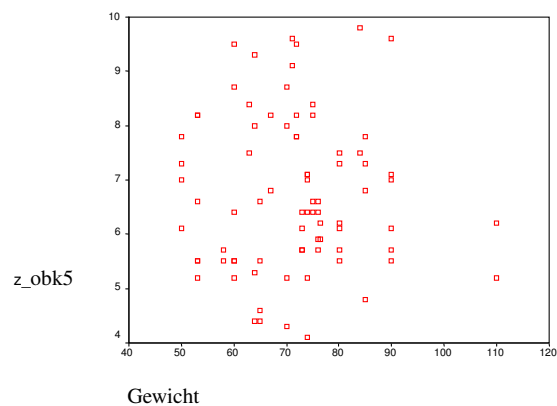


Abb.24: z- Wert k5 vs. Gewicht

Der Einfluß des Gewichtes auf den Knochen- Bodenabstand (z- Wert) von MTK1- 5 bei Probanden ohne Vorfußbeschwerden in belasteter (mb) Position wird in den Abb.25- 29 verdeutlicht. Beim belasteten MTK 1 indolent (s.Abb.25) besteht eine positive Korrelation.

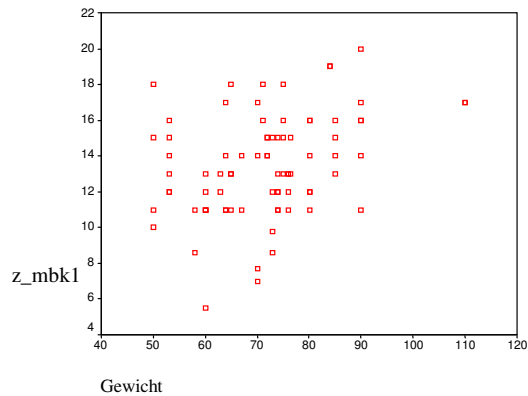


Abb.25: z- Wert k1 vs. Gewicht

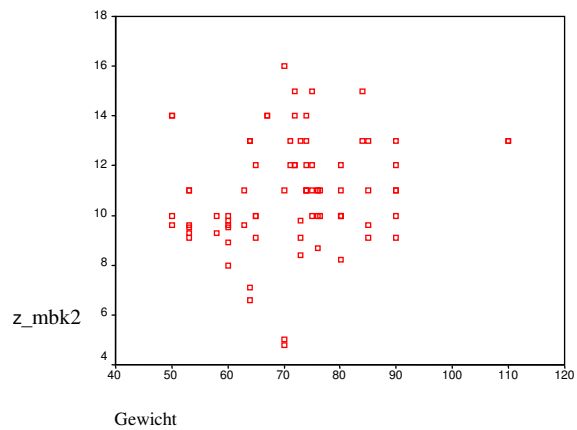


Abb.26: z- Wert k2 vs. Gewicht

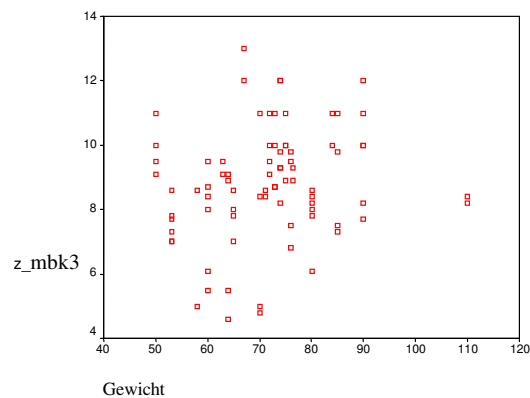


Abb.27: z- Wert k3 vs. Gewicht

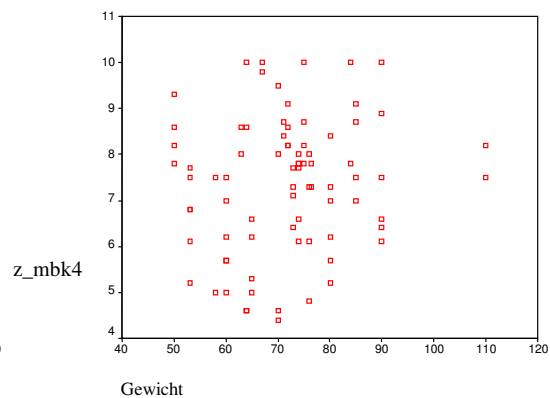


Abb.28: z- Wert k4 vs. Gewicht

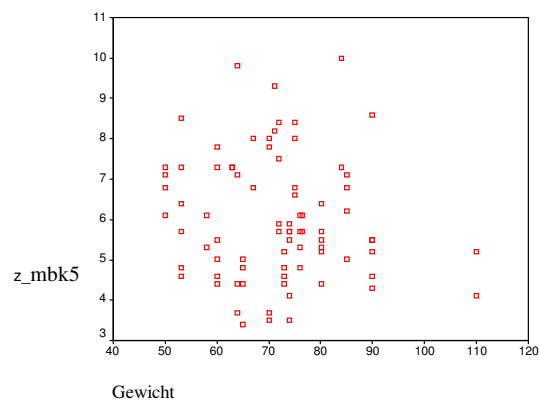


Abb.29: z- Wert k5 vs. Gewicht

Für die Gruppe mit Vorfußbeschwerden findet sich eine signifikant positive Korrelation $p \leq 0,05$ für das MTK 3 unbelastet wie belastet (s.Abb.32. und 37), das MTK 4 in der unbelasteten (s.Abb.33) sowie das MTK 5 in der belasteten Vorfußposition (s.Abb.36). Für das MTK 4 besteht in der belasteten Position (s.Abb.38) eine hochsignifikante Korrelation ($p \leq 0,01$).

Alle anderen MTK zeigen hingegen keinen signifikanten Unterschied (MTK1 unbelastet $p = 0,72$ und belastet $p = 0,70$; MTK2 unbelastet $p = 0,64$ und belastet $p = 0,51$; MTK5 unbelastet $p = 0,07$). Alle Messwerte dieser Gewichtskorrelation des dolenten Vorfußes sind in Abb.30 bis 39 verdeutlicht.

Abb.30 bis 34 zeigt den Einfluß des Gewichtes auf den Knochen- Bodenabstand von MTK1- 5 bei Probanden mit Vorfußbeschwerden in unbelasteter Position.

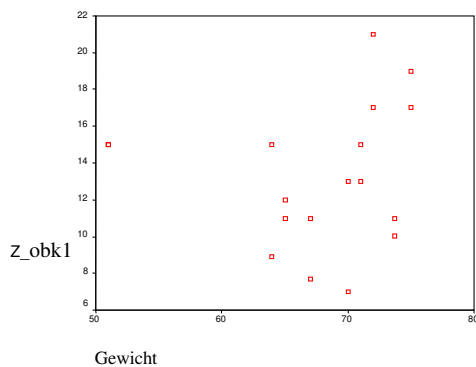


Abb.30: z- Wert k1 vs. Gewicht

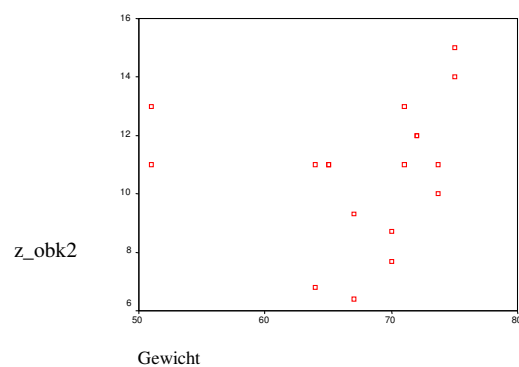


Abb.31: z- Wert k2 vs. Gewicht

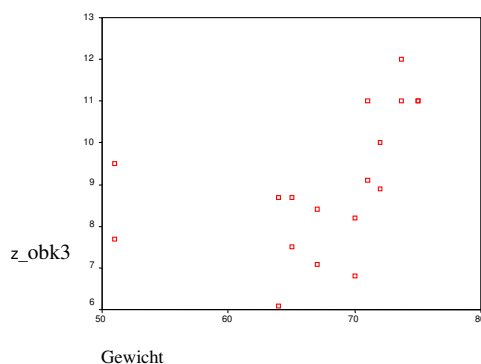


Abb.32: z- Wert k3 vs. Gewicht

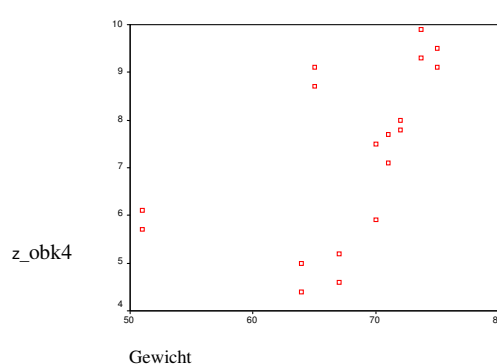


Abb.33: z- Wert k4 vs. Gewicht

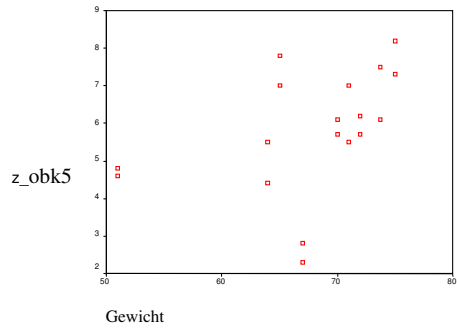


Abb.34: z- Wert k5 vs. Gewicht

Abb.35 bis 39 verdeutlicht den Einfluß des Gewichtes auf den Knochen- Bodenabstand von MTK1- 5 bei Probanden mit Vorfußbeschwerden in belasteter Position.

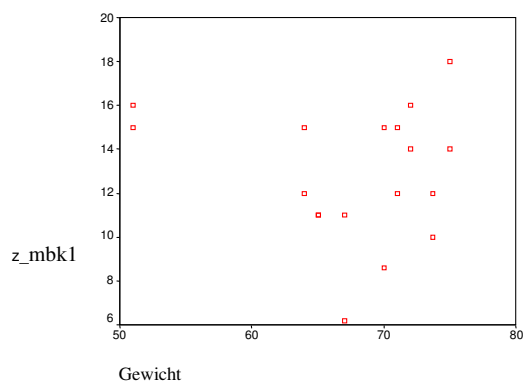


Abb.35: z- Wert k1 vs. Gewicht

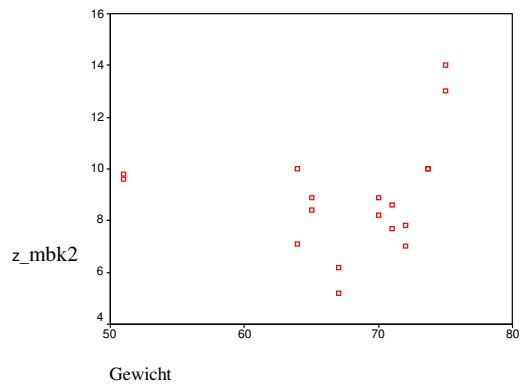


Abb.36: z- Wert k1 vs. Gewicht

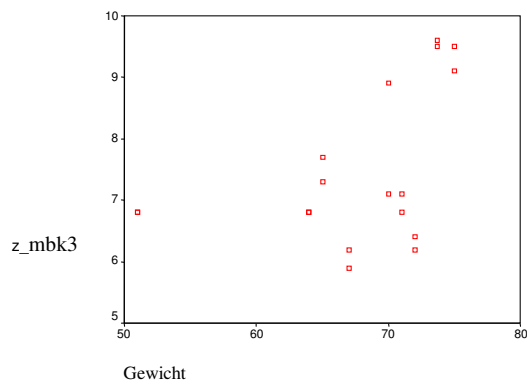


Abb.37: z- Wert k3 vs. Gewicht

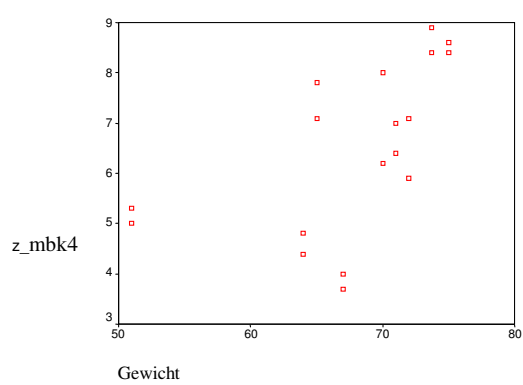


Abb.38: z- Wert k1 vs. Gewicht

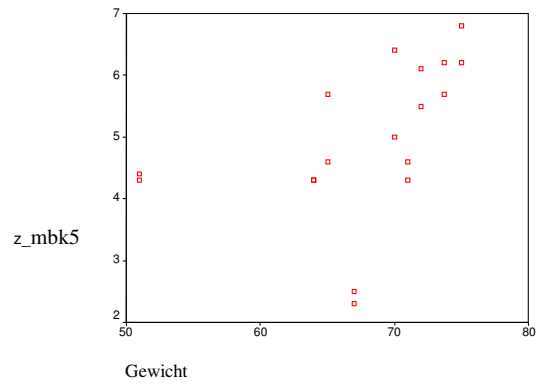


Abb.39: z- Wert k1 vs. Gewicht

Resümierend lassen sich aus den erhobenen Daten unter Betrachtung aller MTK keine eindeutigen Zusammenhänge zwischen Körpergewicht und KBA stellen.

Die Untersuchung des Zusammenhanges zwischen Gewicht und Intermetatarsalabstand (s.Tab.18- 19 und Abb.40 bis 55) zeigt beim indolenten Vorfuß sowohl in der unbelasteten wie belasteten Vorfußposition eine hochsignifikant positive Korrelation ($p \leq 0,01$) zwischen Körpergewicht und Abstandszunahme für den Abstand MTK 4- 5 (s.Abb.43 und 51) als auch für den Abstand MTK 1- 5 (nicht als Abb. dargestellt). In der belasteten Position (s.Abb.54) besteht eine signifikante Korrelation für den Abstand MTK 3-4 ($p = 0,02$).

Die übrigen Intermetatarsalabstände (MTK 1- 2 unbelastet $p = 0,65$ und belastet $p = 0,42$; MTK 2- 3 unbelastet $p = 0,06$ und belastet $p = 0,53$; MTK 3- 4 unbelastet $p = 0,17$) verdeutlichen keine positive Gewichtskorrelation.

Die Ergebnisse werden durch die unten aufgeführten Abb. dargestellt.

Abb.40 bis 43 zeigt den Einfluß des Gewichtes auf die Abstände der MTK untereinander bei Probanden ohne Vorfußbeschwerden in unbelasteter Position.

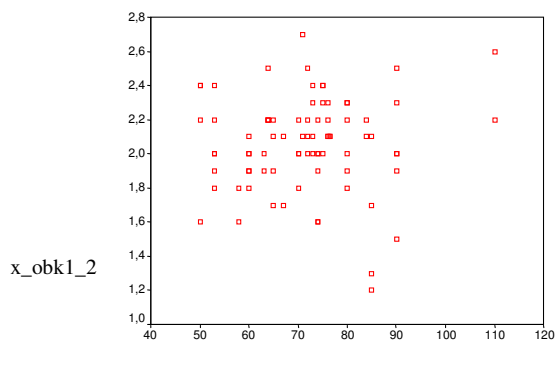


Abb.40: x- Wert k1-2 vs. Gewicht

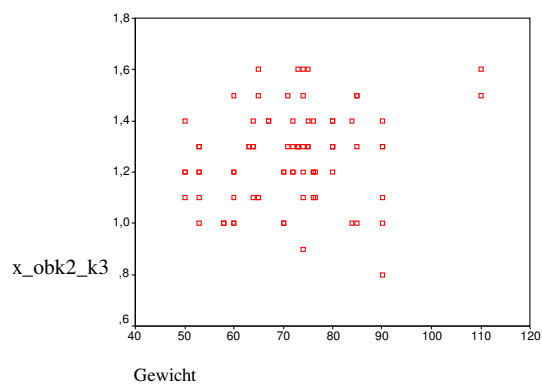


Abb.41: x- Wert k2-3 vs. Gewicht

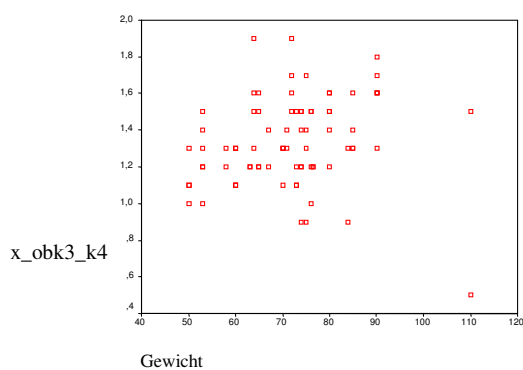


Abb.42: x- Wert k3-4 vs. Gewicht

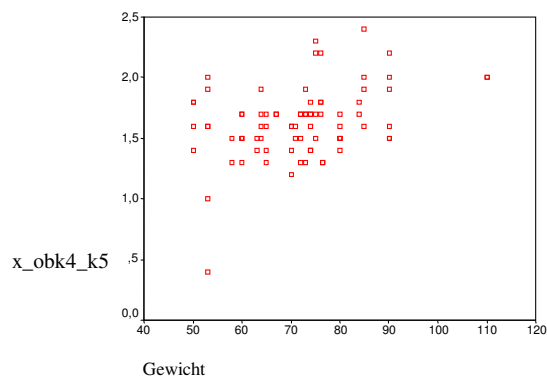


Abb.43: x- Wert k4-5 vs. Gewicht

Abb.44 bis 47 weist den Einfluß des Gewichtes auf die Abstände der MTK untereinander bei Probanden ohne Vorfußbeschwerden in belasteter Position auf.

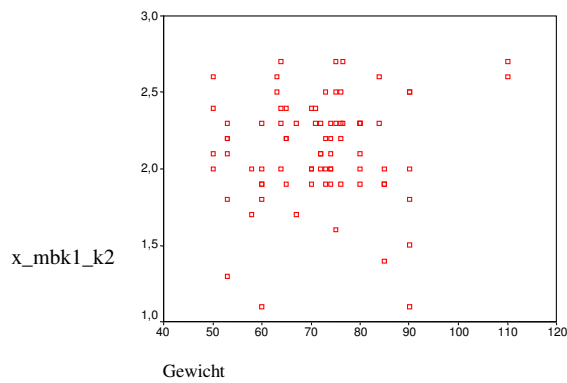


Abb.44: x- Wert k1-2 vs. Gewicht

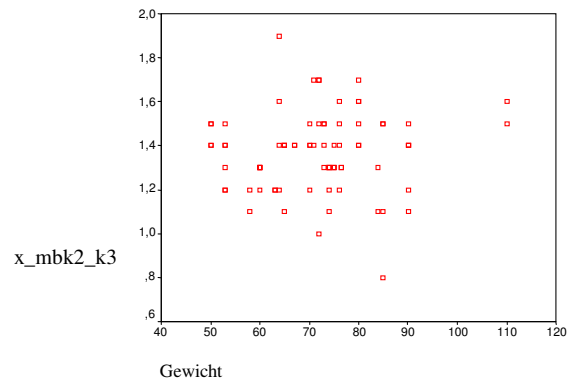


Abb.45: x- Wert k2-3 vs. Gewicht

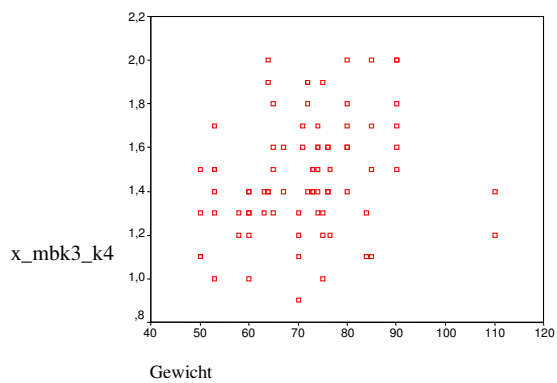


Abb.46: x- Wert k3-4 vs. Gewicht

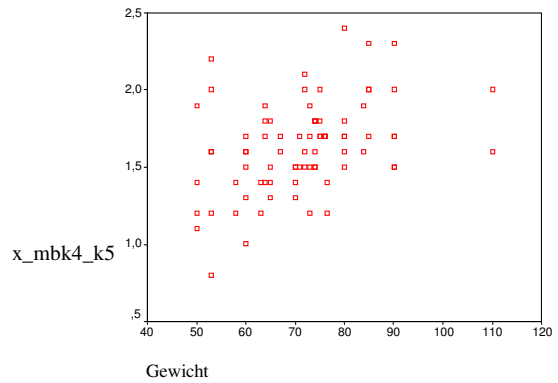


Abb.47: x- Wert k4-5 vs. Gewicht

Für den dolenten Vorfuß ist sowohl in der unbelasteten (MTK 1- 2 $p=0,88$; MTK 2- 3 $p=0,18$; MTK 3- 4 $p=0,37$; MTK 4- 5 $p=0,32$; MTK 1- 5 $p=0,79$) und belasteten (MTK 1- 2 $p=0,78$; MTK 2- 3 $p=0,74$; MTK 3- 4 $p=0,20$; MTK 4- 5 $p=0,33$; MTK 1- 5 $p=0,68$) Position keine positive Korrelation vorhanden. Die Abb.48 bis 55 verdeutlichen dieses.

Abb. 48 bis 51 stellt den Einfluß des Gewichtes auf die Abstände der MTK untereinander bei Probanden mit Vorfußbeschwerden in unbelasteter Position dar.

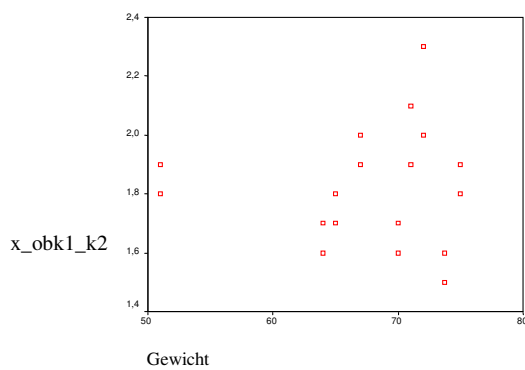


Abb.48: x- Wert k1-2 vs. Gewicht

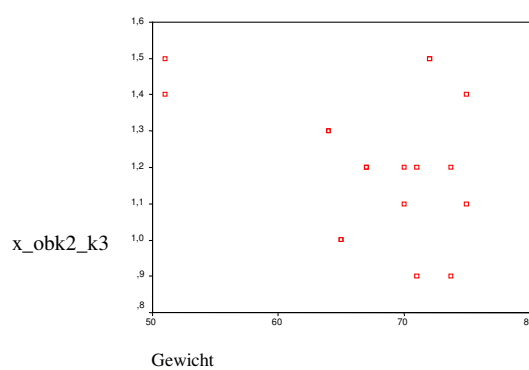


Abb.49: x- Wert k2-3 vs. Gewicht

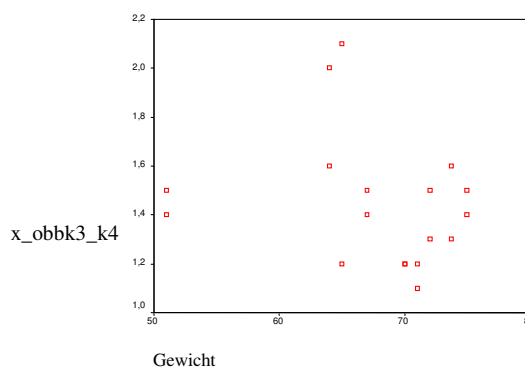


Abb.50: x- Wert k3-4 vs. Gewicht

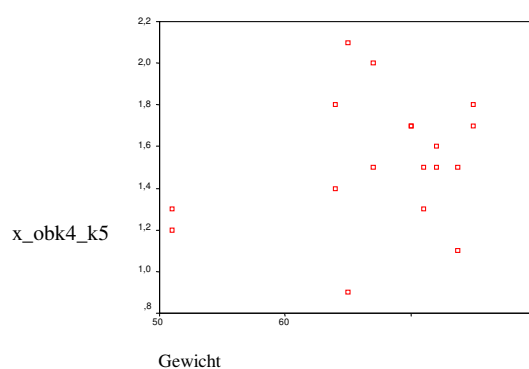


Abb.51: x- Wert k4-5 vs. Gewicht

In den Abb.52 bis 55 wird gezeigt, dass ein Einfluß des Gewichtes auf die Abstände der MTK untereinander (x- Wert) bei Probanden mit Vorfußbeschwerden in belasteter Position nicht besteht.

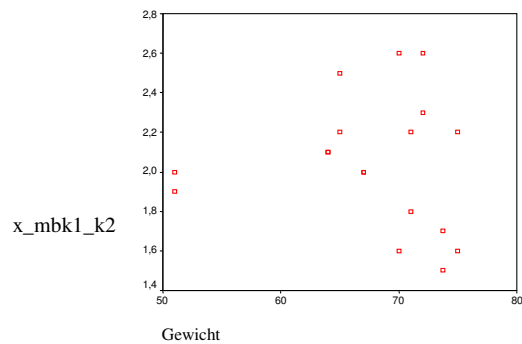


Abb.52: x- Wert k1-2 vs. Gewicht

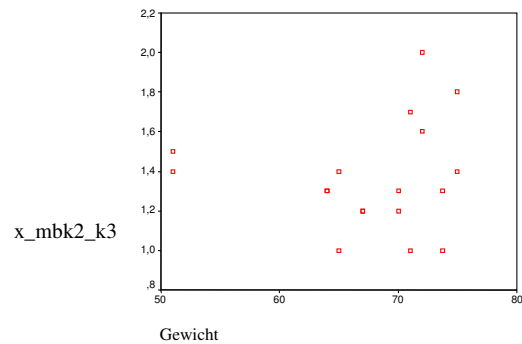


Abb.53: x- Wert k2-3 vs. Gewicht

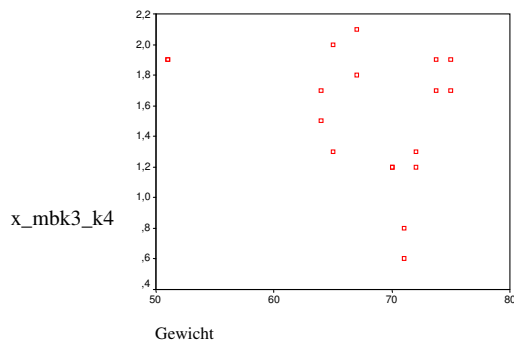


Abb.54: x- Wert k3-4 vs. Gewicht

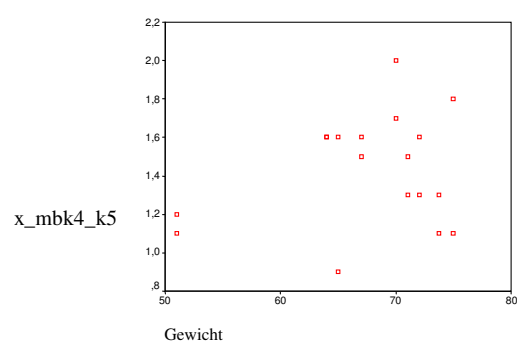


Abb.55: x- Wert k4-5 vs. Gewicht

Ein zunehmendes Gewicht führt beim indolenten Vorfuß unbelastet als auch belastet zu einer Abstandszunahme der gesamten Vorfußbreite (MTK1- 5). Dieses gilt jedoch nicht bis auf den Abstand MTK 3-4 belastet und MTK 4-5 in beiden Positionen für die einzelnen Intermetatarsalköpfchenabstände. Beim dolenten Vorfuß besteht hierzu keinerlei Zusammenhang.

5.6 Untersuchung des Zusammenhangs zwischen dem Alter und dem Knochenbodenabstand und zu den Abständen der einzelnen MTK

Die Beurteilung des Zusammenhanges zwischen Alter zum KBA (s.Tab.20- 21) sowie Intermetatarsalabstand (s.Tab.22- 23) des indolenten (N= 80) und dolenten (N= 18) Vorfußes in unterschiedlicher Belastungsposition erfolgt wie bei der Gewichtsbeurteilung mit Hilfe der Korrelation nach Pearson. Das Durchschnittsalter (s.Tab.1) beträgt bei der indolenten Vorfußgruppe 44 und bei der Gruppe mit Vorfußbeschwerden 56 Jahre.

Die Korrelation ist auf dem Niveau von $p \leq 0,01$ hochsignifikant und $p \leq 0,05$ signifikant.

Bei dem indolenten Vorfuß gibt es in der unbelasteten als auch belasteten Position in Bezug auf den Knochen– Bodenabstand (z- Wert) nur für den MTK 2 (s.Tab.20) eine hochsignifikant positive Korrelation ($p \leq 0,01$). Ansonsten scheint es keinen Zusammenhang der einzelnen MTK (MTK1 unbelastet $p = 0,14$ und belastet $p = 0,24$; MTK3 unbelastet $p = 0,12$ und belastet $p = 0,18$; MTK4 unbelastet $p = 0,52$ und belastet $p = 0,54$; MTK5 unbelastet $p = 0,40$ und belastet $p = 0,30$) zwischen Alter und Grad der Plantarisierung zu geben.

Bei dem dolenten Vorfuß besteht für alle MTK außer MTK 1 in beiden Belastungspositionen (MTK1 unbelastet $p = 0,33$ und belastet $p = 0,14$) eine positive Alterskorrelation. Diese Alterskorrelation n. Pearson ist für die MTK2- 5 hochsignifikant ($p < 0,01$).

Bei den Abständen der MTK untereinander zeigt sich bei beschwerdefreiem Vorfuß in der unbelasteten wie belasteten Position für den Abstand MTK 4-5 ($p < 0,01$) ein hochsignifikanter und für MTK1-5 (unbelastet und belastet $p = 0,03$) ein signifikanter Unterschied. Die übrigen intermetatarsalen Abstände zeigen keine positive Korrelation (MTK 1- 2 unbelastet $p = 0,98$ und belastet $p = 0,88$; MTK 2- 3 unbelastet $p = 0,50$ und belastet $p = 0,82$; MTK 3- 4 unbelastet $p = 0,41$ und belastet $p = 0,06$).

Bei Probanden mit Beschwerden im Vorfuß gibt es keine Alterskorrelation in Bezug auf die Abstände der MTK sowohl in der unbelasteten wie auch in der belasteten Position (MTK 1- 2 unbelastet $p = 0,19$ und belastet $p = 0,14$; MTK 2- 3 unbelastet $p = 0,25$ und belastet $p = 0,91$; MTK 3- 4 unbelastet $p = 0,86$ und belastet $p = 0,98$; MTK 4- 5 unbelastet $p = 0,75$ und belastet $p = 0,43$; MTK 1- 5 unbelastet $p = 0,27$ und belastet $p = 0,29$).

Die Quintessenz dieser Ergebnisse ist, dass kein Zusammenhang des Altersfaktors zum KBA existiert. Beim dolenten Vorfuß hingegen spielt das Alter abgesehen vom MTK1 eine wichtige Rolle durch den zunehmenden Grad der Plantarisierung der einzelnen MTK.

Das Altern korreliert mit einer Zunahme der Gesamtvorfußbreite und des Abstandes MTK 4-5. Bei den Probanden mit dolenten Vorfuß besteht in Bezug auf den Intermetatarsalköpfchenabstand keine Alterskorrelation.

5.7 Beurteilung der Form des indolenten und dolenten Vorfußes in der belasteten und unbelasteten Position, d.h. der Stellung der MTK in Bezug des Knochen- Bodenabstandes zueinander

Zur Auswertung findet der Tukey-B-Test sowie eine Auswertung der prozentualen Häufigkeit Anwendung (s.Tab.24- 28). Beim Tuckey-B-Test werden die Mittelwerte der in homogenen Untergruppen befindlichen Gruppen des KBA der Probandengruppe mit indolenten Vorfuß (N= 80) in unbelasteter und belasteter Position dargestellt (s.Tab.24 und 25). Das gleiche gilt für die Gruppe mit dolenten Vorfuß (N= 18) in unbelasteter und belasteter Vorfußposition (s.Tab.26 und 27). Die grafische Darstellung des KBA der einzelnen MTK ist als Mittelwert mit einfacher Standardabweichung des indolenten und dolenten Vorfußes in unbelasteter (Abb.56) und belasteter (Abb.57) Position veranschaulicht.

Die Auswertung der prozentualen Häufigkeitsverteilung erfolgt anhand der Untersuchung des kleinsten und größten KBA der indolenten (N= 80) und dolenten (N= 18) Probandengruppe in unbelasteter (s.Tab.29 und 30) und belasteter Vorfußposition (s.Tab.31 und 32).

Beim indolenten Vorfuß bildet in der unbelasteten sowie belasteten Position der MTK1 in beiden Belastungspositionen (unbelastet $14,53 \pm 3,15$ mm und belastet $13,47 \pm 2,86$ mm) den jeweils höchsten Punkt und der MTK5 (unbelastet $6,73 \pm 1,41$ mm und belastet $6,02 \pm 1,53$ mm) den tiefsten Punkt des Vorfußes.

Die anderen MTK gliedern sich entsprechend an, d.h. der MTK2 war der 2. höchste Punkt (unbelastet $12,65 \pm 2,39$ und belastet $10,91 \pm 2,16$), der MTK3 (unbelastet $10,17 \pm 2,10$ und belastet $8,80 \pm 1,76$ mm) der dritthöchste und der MTK4 (unbelastet $8,10 \pm 1,75$ mm und belastet

7,35 ± 1,47 mm) der zweittiefste Punkt des Vorfußes. Die Linie, die die einzelnen MTK miteinander verbindet, ist in der belasteten Vorfußposition flacher (s.Abb.58). Der Grund ist die Abnahme des KBA der MTK 1 bis 5 unter Belastung (s.Tab.24 und 25).

Die dolente Vorfußgruppe liefert im Prinzip die gleichen Ergebnisse nur das sich hier die benachbarten MTK 2/3, 3/4 und 4/5 in gleiche Untergruppen anordnen (s.Tab.26- 27 und Abb.57).

Der KBA ist bei allen MTK dieser Gruppe in unbelasteter (MTK1: 13,26 ± 3,83 mm; MTK 2: 10,77 ± 2,34 mm; MTK3: 7,47 ± 1,26 mm; MTK4: 6,50 ± 1,68 mm; MTK5: 5,82 ± 1,61 mm) und belasteter Vorfußposition (MTK1: 12,88 ± 2,97 mm; MTK 2: 8,91 ± 2,16 mm; MTK3: 9,04 ± 1,68 mm; MTK4: 7,27 ± 1,82 mm; MTK5: 4,96 ± 1,25 mm) niedriger als bei der indolenten Vergleichsgruppe (s.Vergleichstabellen 3, 6 und 28). Die Verbindungslinie der einzelnen MTK in beiden Belastungspositionen der dolenten Gruppe ist folglich gegenüber der Vergleichsgruppe abgeflacht (s.Abb.56 und 57).

Die Anordnung der MTK erscheint in beiden Probandengruppen in unterschiedlicher Belastungssituation des Vorfußes nahezu linear mit Anstieg vom MTK 5 zum MTK 1.

Eine grafische Darstellung dieser Zusammenhänge liefert Abb.56 für die beiden Probandengruppen in unbelasteter Position des Vorfußes und Abb.57 für die belastete Position.

Auf die x- Achse ist von links nach rechts aufsteigend der MTK 1 bis 5 (als Knochennummer 1- 5) aufgetragen. Die y- Achse beschreibt den KBA (z- Wert). Es wird der Mittelwert mit einfacher Standardabweichung aufgetragen.

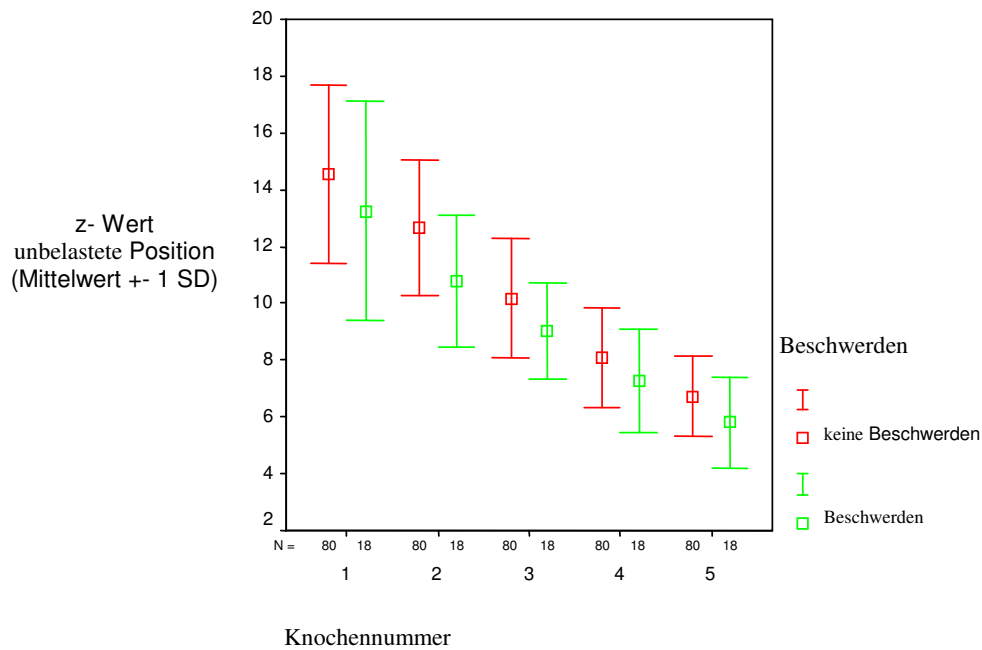


Abb.56: Mittelwert Knochen- Bodenabstand (z- Wert) in mm von MTK 1- 5 der Probanden mit indolentem und dolentem Vorfuß in unbelasteter Position

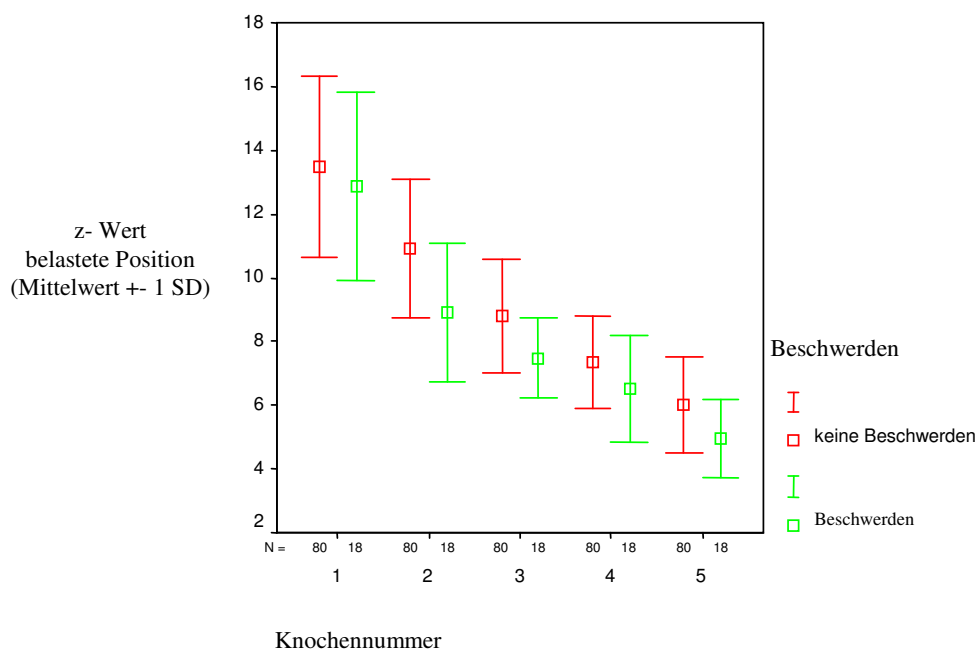


Abb.57: Mittelwert Knochen- Bodenabstand (z- Wert) in mm von MTK 1- 5 der Probanden mit indolentem und dolentem Vorfuß in belasteter Position

Prozentual gesehen ist bei untersuchten 80 vorfußindolenten und 18 vorfußdolenten Probandenfüßen der indolente unbelastete MTK1 zu 78,9% (Anzahl 56), der dolente unbelastete MTK1 zu 81,3 (Anzahl 13), der indolente belastete MTK1 zu 92% (Anzahl 69) und der dolente belastete MTK1 gar zu 100% (Anzahl 14) der höchste Punkt des Vorfußes.

In Bezug auf den tiefsten Punkt des Vorfußes ist es der MTK5 indolent unbelastet zu 91% (Anzahl 71), dolent unbelastet zu 88,2% (Anzahl 15), indolent belastet zu 88,3% (Anzahl 68), und dolent belastet zu 94,4% (Anzahl 17).

Der Probandenfuß, der bei dem untersuchten Merkmal (z.B. tiefster KBA) den gleichen Wert bei mehreren bzw. 2 MTK aufwies wird bei der Auswertung der Daten nicht mitberücksichtigt. Insofern stimmt die Anzahl der untersuchten Probandenfüße nicht immer mit der prozentualen Anzahl bei der Verteilung auf die genannten Merkmalsunterschiede überein.

5.8 Stellung der Mittelfußköpfchen in Bezug zur Ferse (y- Achse)

Der Tukey-B-Test wird zur Auswertung verwendet. Es werden die Mittelwerte der in homogenen Untergruppen befindlichen Gruppen des jeweiligen Abstandes der einzelnen MTK zur Ferse der Probandengruppe mit indolenten Vorfuß (N= 80) in unbelasteter und belasteter Position dargestellt (s.Tab.33, 34 und 37). Das gleiche gilt für die Gruppe mit dolenten Vorfuß (N=18) in unbelasteter und belasteter Vorfußposition (s.Tab.35, 36 und 37).

Grafisch wird die Darstellung des Abstandes der MTK1 bis 5 zur Ferse des indolenten und dolenten Vorfußes als Mittelwert mit einfacher Standardabweichung in unbelasteter (Abb.58) und belasteter (Abb.59) Position gezeigt.

Sowohl in unbelasteter wie belasteter Position stellen sich die MTK beim indolenten und auch dolenten Vorfuß **c- bogenförmig** (s.Abb.58 und 59) dar.

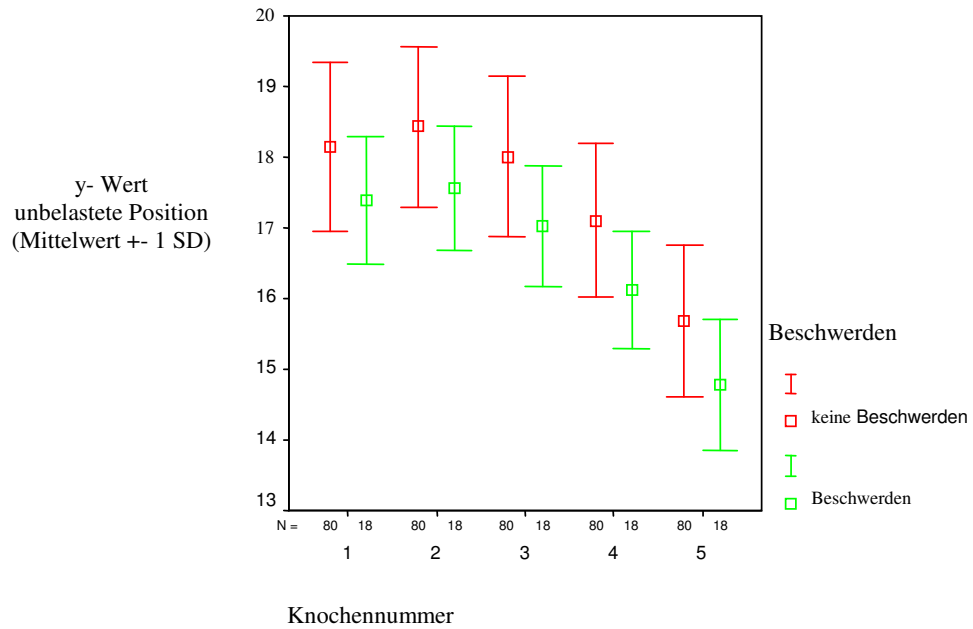


Abb.58: Mittelwert Abstand MTK1- 5 zur Ferse in cm der Probanden mit indolentem und dolentem Vorfuß in unbelasteter Position

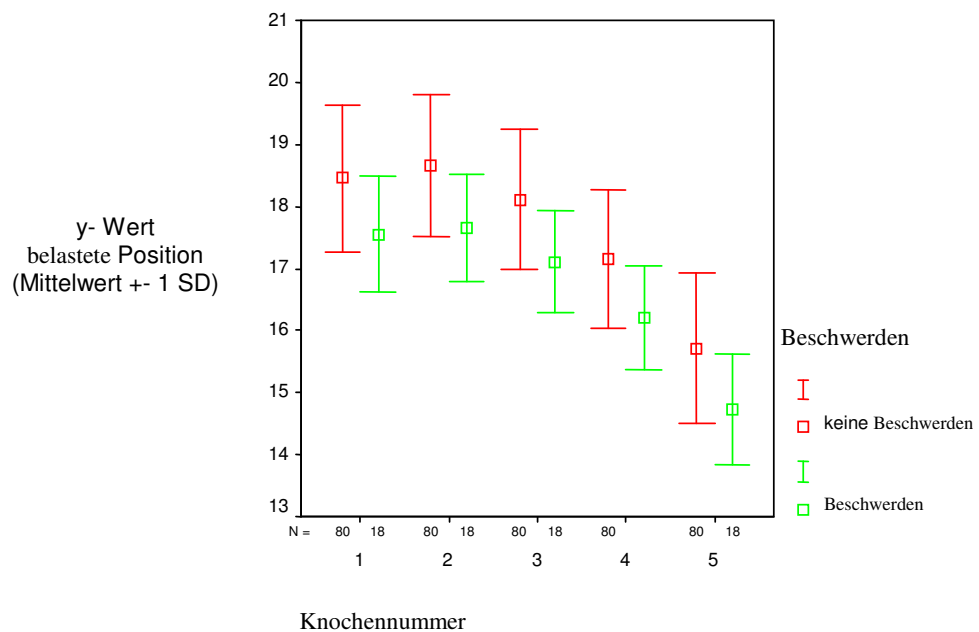


Abb.59: Mittelwert Abstand MTK1- 5 zur Ferse (y- Wert) in cm der Probanden mit indolentem und dolentem Vorfuß in belasteter Position

Den Scheitelpunkt mit dem größten Abstand des MTK zur Ferse (s.Tab.33- 37 und Abb.58- 59) bildet bei beiden Probandengruppen unbelastet wie auch belastet der MTK 2 (Vorfuß unbelastet indolent/ dolent: $18,44 \pm 1,14$ cm/ $17,57 \pm 0,88$ cm; Vorfuß belastet indolent/ dolent: $18,66 \pm 1,15$ cm/ $17,66 \pm 0,86$ cm).

Der MTK5 (Vorfuß unbelastet indolent/ dolent: $15,68 \pm 1,08$ / $14,78 \pm 0,92$; Vorfuß belastet indolent/ dolent: $15,72 \pm 1,21$ / $14,73 \pm 0,90$) hat unbelastet wie belastet bei beiden Probandengruppen den geringsten Abstand zur Ferse.

Die genauere Betrachtung des Kurvenverlaufes und der erhaltenen Messwerte zeigt bei Vergleich der beiden Probandengruppen in unbelasteter (s.Tab.33, 35, 37 und Abb.58) wie belasteter Position (s.Tab.34, 36 und 37 und Abb.59) eine abgeflachtere Kurve durch einen geringeren MTK- Fersenabstand für die Probandengruppe mit dolenten Vorfuß.

Unter Belastung (s.Tab.11 und 37) zeigt sich in der Probandengruppe mit indolenten Vorfuß (MTK1 unbelastet/ belastet: $18,15 \pm 1,20$ cm/ $18,46 \pm 1,19$ cm; MTK 2 unbelastet/ belastet: $18,44 \pm 1,14$ cm/ $18,66 \pm 1,15$ cm; MTK 3 unbelastet/ belastet : $18,01 \pm 1,13$ cm/ $18,11 \pm 1,13$ cm; MTK 4 unbelastet/ belastet : $17,11 \pm 1,08$ cm/ $17,15 \pm 1,11$ cm; MTK 5 unbelastet/ belastet: $15,68 \pm 1,08$ cm/ $15,72 \pm 1,21$ cm) für alle MTK im Vergleich zur unbelasteten Position eine Zunahme des Abstandes zur Ferse (y- Wert). Für den dolenten Vorfuß erhält man das gleiche Resultat (s.Tab.13 und 37). Eine Ausnahme bildet der MTK 5 des dolenten Vorfußes (unbelastet/ belastet: $14,78 \pm 0,92$ cm/ $14,73 \pm 0,90$ cm) bei dem es zu keiner Abstandszunahme unter Belastung kommt.

Die Ergebnisse bedeuten eine Ausdehnung des Fußes in Längsrichtung unter statischer Belastung sowohl beim indolenten als auch beim dolenten Vorfuß.

Diese Ausdehnungsfähigkeit unter Belastung ist bei den indolenten Probandenfüßen (MTK1 indolent/dolent: 0,31 cm/ 0,18 cm; MTK 2 indolent/ dolent: 0,22 cm/ 0,09 cm; MTK3 indolent/dolent: 0,10 cm/ 0,08 cm; MTK4 indolent/ dolent: 0,04 cm/ 0,08 cm; MTK5 indolent/dolent: 0,04 cm/ keine Ausdehnung) mit Ausnahme des MTK 4 tendenziell stärker ausgeprägt. Diese Werte werden rechnerisch durch eine Subtraktion des belasteten MTK- Fersenabstandes von der unbelasteten Position erhalten (z.B. MTK 1 indolente Probandengruppe: belastet $18,46 \pm 1,19$ cm - unbelastet $18,15 \pm 1,20$ cm = 0,31 cm).

Die Resultate zusammenfassend existiert entgegen der noch weit verbreiteten Lehrmeinung im Vorfußbereich weder ein Fußquergewölbe noch unter statischen Gesichtspunkten betrachtet die Funktion eines Fußgewölbes⁷⁷.

6 Diskussion

6.1 Der Knochen- Bodenabstand (z- Wert)

Die Grundüberlegung besteht darin, dass es eine Änderung des Knochen- Bodenabstandes und somit der Vorfußarchitektonik im Sinne von Anpassungsmechanismen sowohl an unterschiedliche Bodenbeläge als auch an unterschiedliche Belastungssituationen geben muß. Die Kausalität besteht in der Vermeidung einer Überlastung der Knochen und Weichteilstrukturen respektive Knochenfraktur sowie Kapsel-Bandrupturen am Fuß. Eine Vorfußgewölbearchitektonik im Sinne der Tripodentheorie wird jedoch angezweifelt.

Unter statischer Belastung werden die Metatarsalköpfchen bis auf den MTK 1 plantarisiert, d.h sie besitzen eine Flexibilität und passen sich den unterschiedlichen Belastungssituationen an. Eine Studie von Tsung bestätigt eine zunehmende Abflachung des Vorfußes unter Belastung⁸⁵. Er verglich mit Hilfe eines 3D optisch digitalisierten Systems (Comet 100, Steinbichler, Germany) 16 Normalfüße unter unterschiedlicher Belastung (volles, halbes und ohne Körpergewicht). Das höhere Körpergewicht korrelierte mit einer Abflachung des Vorfußgewölbes und mit einer Erhöhung der Fußbreite⁸⁵.

Nach einer Studie mittels Spiral- CT und Druckmessung von Weijers et al. 2005 komme es unter Belastungswechsel von der unbelasteten (Auftrittsphase) auf die belastete Position (Mittelstandsphase) zu einer signifikanten Plantarisierung der MTK bzw. Abnahme des plantaren Weichteildicke unter den einzelnen MTK⁹¹. Bei dem Vergleich der anderen Belastungsphasen (Mittelstands-, Vorfußbelastung- und Abstoßphase) zeigte sich mit ansteigender Vorfußbelastung eine abnehmende Weichteildicke unter den MTK, welche aber nicht signifikant war⁹¹.

Eine 2002 erschienene Studie, die eine MRT- Untersuchung an 32 asymptomatischen Erwachsenenfüßen (Altersspanne zwischen 20 und 60 Jahren) in liegender und unter Vollbelastung durchführte, zeigte eine signifikant belastungsabhängig vermehrte Plantarisierung der MTK 2 bis 4⁹³. Die Änderungen waren für das MTK 1 und 5 nicht signifikant.

Der MTK1 scheint auch lt. meinen Messungen bei der Gruppe mit Vorfußbeschwerden die Fähigkeit zur Adaption an einen Belastungswechsel nicht mehr zu haben.

Diese Ergebnisse werden z.T. durch die Arbeit von B.Hermann verifiziert, die eine durchschnittliche Abnahme unter Belastung um 1,09 mm (27,5%) feststellte. Die geringste Mobilität wurde ebenfalls unter dem MTK 1 gefunden³⁸.

Die von Hermann dargestellten Ergebnisse gleichen z.T. den Ergebnissen meiner Arbeit, wohingegen Sie anatomisch weiterhin von einer Gewölbekonstruktion ausgeht. Dieses liegt an der sonografischen Messung, da Sie „schräge“ Schnitte des Vorfußes anfertigte, die meiner Meinung nach nicht geeignet sind für eine exakte Messung des KBA der einzelnen MTK. Dieses liegt an den unterschiedlichen Abständen der MTK zur Ferse, die lt. den von mir durchgeführten Messungen eine Unterschiedlichkeit des Abstandes von 2,47 cm (MTK1 zur Ferse des unbelastet indolenten Fußes $18,15 \pm 1,20$ und MTK5 zur Ferse des indolenten unbelasteten Fußes $15,68 \pm 1,08$) bis zu 2,83 cm (MTK1 zur Ferse des belastet dolenten Fußes $17,56 \pm 0,92$ und MTK5 zur Ferse des dolenten belasteten Fußes $14,73 \pm 0,90$) haben können (s. Tabelle 12 und 13). Die Sonokopfbreite beträgt bei einem Standard 7,5 MHZ Linearschallkopf aber nur ungefähr 1,5 cm. Legt man den Sonokopf quer oder leicht schräg zur Fußlängsachse ist nicht sicher, dass man alle MTK 1 bis 5 erfaßt. Vielmehr werden durch den für diese Fragestellung zu schmalen Schallkopf z.T. die Metatarsalköpfchen und z.T. die Metatarsale abgebildet. Die von mir durchgeführten Längsschnitte für jeden einzelnen MTK sind zudem wesentlich genauer, da man genau erkennt wann sich der tiefste Bereich des MTK im Sinne eines sonografischen Wölbungsscheitel (s.Abb.12a- f und 13a), der kennzeichnend für den einzelnen MTK ist, bildet. Dieses kann man bei zur Fußlängsachse transversalen bzw. queren Sonomessungen wie bei Hermann nicht so gut erkennen.

Bei Hermann wurde beim 1. MTK das tiefer gelegene Sesambein (zu 95% das tibiale) gemessen. Die Messung erfolgte bei mir direkt unter dem 1 MTK. Selbst unter Messung des am tiefsten gelegenen Sesambeines (Messwerte der Sesambeine habe ich zwar bestimmt, aber nicht im Ergebnisteil ausgeführt) beim MTK 1, war dieses und der MTK 5 bei der von mir durchgeführten Untersuchung nicht immer die beiden tiefsten Punkte unter der Metatarsalreihe. Berücksichtigt man das jeweils tiefer gelegene Sesambein zur Auswertung als Referenzpunkt für den MTK 1 bildet sich im Gegensatz zu der Arbeit von Hermann keine Bogenform ab, sondern ein nahezu linearer Anstieg von MTK 5 zum MTK 2 mit Abfall des KBA des MTK 1 (tiefer gelegenes Sesambein) auf größtenteils das Niveau des MTK 4 (z.T. auch kurz oberhalb o. unterhalb dieses Niveaus). Es ergäbe sich somit eine angedeutete Bogenform. Berücksichtigt man die Sesambeine nicht, bestehen von lateral (MTK 5) nach medial (MTK1) betrachtet ansteigende KBA- Werte, die grafisch gesehen nahezu linear erscheinen.

Die Messung der KBA von MTK 5 bis 2 ergab bei der Arbeit von Hermann ähnlich den Ergebnissen meiner Arbeit einen von lateral nach medial (MTK5 zum MTK2) ansteigenden KBA-Wert.

Es gibt dabei lt. den Ergebnissen meiner Studie keinen signifikanten Unterschied unter Betrachtung aller MTK zwischen dolenten und indolenten Vorfuß.

Vielmehr ist bei den beiden Vergleichsgruppen die Anordnung der MTK relativ identisch.

Es existiert sowohl in der belasteten als auch unbelasteten Vorfußposition eine nahezu lineare Anordnung der MTK mit höchstem Punkt bei MTK1 und tiefstem Punkt bei MTK5 (med. und lat. SB. nicht berücksichtigt).

Im Vergleich indolente versus dolente Vorfußgruppe zeigt sich sowohl unbelastet wie belastet eine signifikant bis hochsignifikant vermehrte Plantarisierung der zentralen MTK (MTK 2 und 3) und des

sog. lateralen Pfeilers (MTK 5). Die herkömmliche Literatur geht bei der Entstehung des Spreizfußes von einem Absinken des Quergewölbes mit vermehrter Druckbelastung der zentralen MTK sowie der reaktiven Bildung von zentral plantar druckschmerzhaften Schwielen aus ^{63, 64, 92}.

Die aufgezeigte Plantarisierung der zentralen MTK im Beschwerdevergleich bestätigt dieses. Warum es den Studienergebnissen zu Folge auch zu einer Plantarisierung des MTK 5 kommt bleibt unklar.

Die Schmerzhaftigkeit des Vorfußes ist sicherlich auch Folge von morphologischen Veränderungen, wie es eine sonografische Studie von Iagnocco et al. 2001 zeigte. Diese stellte bei Pat. mit Metatarsalgie zu 20,5 Prozent eine intermetatarsophalangeal gelegene Bursitis, 15,3 Prozent ein Morton Neurom und 11,7 Prozent ein Erguss in den MTP Gelenken fest ⁴⁷.

Der Faktor Alter scheint beim indolenten Vorfuß in Bezug auf den z- Wert irrelevant zu sein, jedoch beim dolenten Vorfuß außer MTK1 eine wichtige Rolle durch den zunehmenden Grad der Plantarisierung im Alter zu spielen. Dieses wird in der Arbeit von Hermann bestätigt. Es wurden über dem 60 Lebensjahr die geringsten KBA-Werte gefunden und zudem eine geringere Abflachung unter Belastungswechsel ³⁸. Dieses könnte darauf schließen lassen, daß der dolente Altersfuß ätiopathogenetisch mit dem Tiefertreten der MTK zusammenhängt. Ursächlich hierfür könnte eine Involutionstrophie des plantaren Weichteilpolsters sein ³⁸.

Eine druckpodometrische Studie von Titianova et al. 2003 konnte bei Messung während unterschiedlicher Phasen des normalen Gangablaufes keine Alterskorrelation in bezug zum gemessenen plantaren Druck bei Normalfüßen feststellen⁸².

Ein eindeutiger Zusammenhang des KBA zum Körpergewicht besteht bei beiden Probandengruppen nicht. Lediglich beim MTK1 unbelastet wie belastet und MTK 3 unbelastet in der Gruppe mit indolenten Vorfuß besteht eine Körpergewichtsabhängigkeit.

Um dieses Ergebnis zu hinterfragen, sind Vergleiche mit druckpodometrischen Arbeiten sinnvoll.

Hennig und Milani postulierten 1993 bei einer druckpodometrischen Arbeit (Messung mit 2 Sensoren/ cm²), dass die unter den MTK hauptsächlich aus Fett bestehenden Weichteile zu einem Druckmuster führen könnten, welches nicht direkt mit der Lage der Knochenstrukturen übereinstimmen muß³⁷.

Auf diesen Zusammenhang wurde schon zur Jahrhundertwende 1901 von Virchow hingewiesen. Er sagte: „Die X- Bilder sind überhaupt nicht in so mechanischer Weise zu deuten, dass wir den Abstand der Köpfchen vom Boden ihrer Beteiligung am Stützen proportional setzen können“³⁷.

Eine Arbeit von Hills et al. 2001, die den plantaren Druckunterschied zwischen fettleibigen und normalgewichtigen Personen mono- bipedal stehend und beim Gang untersuchte (2 Sensoren/ cm²), konnte unter allen 8 festgelegten Fußlandmarken höhere Mitteldruckwerte nur während des monopeden Standes bei den Fettleibigen feststellen. Eine signifikante Änderung fand sich allerdings einzig unter der Ferse, dem Mittelfuß und dem MTK 2 und 4 für Männer sowie 3 und 4 für Frauen³⁹.

Diese Ergebnisse sprechen gegen einen direkten Zusammenhang zwischen Gewicht und gemessenen plantaren Druck.

Die Arbeit von Waldecker 2001 publiziert widerspricht eindeutig der These eines vermehrten Fettpolsters als Anpassungsreaktion auf eine vermehrte plantare Belastung⁸⁸.

Die Fragestellung war, ob die plantare Fettatrophie eine Ursache der Metatarsalgie und der Entstehung eines Spreizfußes sei. Es wurde das plantare Fettpolster unter 100 symptomatischen Füßen unter MTK 2. und 3. gemessen. Schmerzintensität und Frequenz wurden bestimmt mit der visuellen Analogskala und der verbalen Ratingskala. Anwendung fand zudem die Sonografie.

Zusammenfassend sei die Spreizfußdeformität nicht mit einer Abnahme des Fettpolsters verbunden. Zudem seien Intensität und Höhe der Schmerzen unter dem Vorfuß nicht mit der Dicke des Weichteilpolsters korrelierend⁸⁸. Mickle stellte mittels der Sonografie Ende 2006 den Zusammenhang her, dass übergewichtige Kinder gegenüber Normalgewichtigen eine Erniedrigung des medialen Längsgewölbes haben, aber das plantare Weichteilposter unter dem Mittelfuß nicht erhöht sei⁶⁰. Eine Untersuchung des Vorfußes nahm er leider nicht vor, aber es spricht letztlich gegen eine Dickenzunahme der plantaren Weichteile als Antwort auf einen vermehrten Druck.

In der Publikation aus China von Zhonghua wai ke za zhi wurde festgestellt, dass im Vergleich Normalfuß versus Hallux valgus der plantare Druck bei Hallux valgus unter MTK 2 und 3 höher sei. Mit der weiteren Zunahme des Hallux valgus und somit der Vorfußbreite bei der Gruppe mit Hallux valgus nahm der Druck aber unter dem MTK 1 ab⁹⁷.

Dieses widerspricht der Theorie von Hermann eines direkten Zusammenhanges zwischen Druck und Weichteildicke, da es lt. Ihrer Annahme bei zunehmenden Hallux Valgus Winkel mit Abnahme des Weichteilpolsters zu einer Druckzunahme kommen müsse³⁸.

Hermann geht sogar von einer grundlegend anzunehmenden Anpassung der Fußform an den Druck aus. Dies ist meiner Ansicht nach irreführend. Die Architektonik des Vorfußes ist schon in der frühkindlichen Zeit festgelegt und wie viele Studie zeigen korrelieren die Höhe des Druckes und das plantare Fettpolster nicht grundsätzlich^{41, 97, 88}.

Eine relativ aktuelle Studie von Cheung, Zhang, Leung und Fan (Publikation 2005) bestätigte mittels eines am Computer entworfenen 3- dimensional Finite Elemente Modells den Hauptdruck im Vorfußbereich über dem 2. und 3. MTK⁴⁸.

Es wurde eine Zunahme der Weichteilverhärtung des bis zu 5- fachen des normalen Fußes am Computer simuliert, wie sie z.B. bei dem diabetischen Fuß auftreten kann. Der Spitzendruck im mittleren Vorfußbereich erhöhte sich dabei im Vergleich zum Normalfuß aber nur um 7 Prozent. Auch stieg der Druck nicht proportional zur Weichteilverhärtung, sondern deutlich geringer.

Eine Abnahme des plantaren Druckes im Vorfußbereich bei „weicherem Polster“ konnte auch durch eine 3- D Finite Elemente Studie von Cheung et. al. 2005 aufgezeigt werden¹⁸. Es zeigte sich eine Druckreduktion im Vorfuß bei weicher Einlegesohle im Vergleich zu einer steifen Sohle.

Ein weicher Fußuntergrund (weiche Gymnastikmatte) ist aber lt. Arampatzis et al. trotz höherer Energieabsorption mit einer geringeren Fußstabilisierung als eine vergleichsweise festere Gym

nastikmatte verbunden². Übertragen auf den Vorfuß müsse eine belastungsabhängige Zunahme des plantaren Weichteilpolsters mit einer größeren mechanischen Instabilität verbunden sein. Nach dieser Überlegung, soweit man dieses auf den Vorfuß übertragen darf, wäre es eine funktionell nicht sinnvolle Anpassung.

Das plantare Druckänderungen, die beim normalen Gangablauf von 50 gesunden Erwachsenen auftreten, nur zu 35 Prozent mit standardisierten Röntgen-Aufnahmen (laterale und dorsoplantare Fußröntgenaufnahme unter vollem Gewicht) erklärbar sind, stellte eine Studie von Cavanagh et al. dar¹⁵.

In einer Studie von Weijers et al. wird bei Druckmessungen die mit CT Untersuchungen des Fußes kombiniert werden zudem gezeigt, dass der maximale plantare Druck im Bereich des Vorfußes nicht mit der MTK Position übereinstimmt⁹². Der maximale Druck befinde sich im medialen Vorfußbereich (MTK 1 und 2) mehr distal der MTK-Position und lateralseitig (MTK 4 und 5) mehr proximal der MTK Position. Einzig bei der Position des MTK 3 bestehe eine positive Korrelation. Es wird resümiert, dass das plantare Weichteilpolster unter den MTK den Druck zur Vermeidung von Maximaldrücken unter den MTK ablenken könne. Dieses sei umso stärker ausgeprägt je höher die Körperlast auf den Vorfuß einwirke. Dieses verdeutliche die zunehmende Ablenkung des Druckes von der realen MTK Position in der Reihenfolge der unterschiedlichen Belastungspositionen des Fußes (Mittelstand/ loaded, Vorfußbelastung/ heel-off und Abdruckphase/ toe-off) mit maximalen Vorfußdruckwerten in der Abstoßphase. Eine Arbeit von der gleichen Arbeitsgruppe konnte bei Messungen mittels Spiral-CT und Druckmessung keine Korrelation des Druckes mit dem plantaren Weichteilpolster finden⁹¹. Die Druckabsorption gemessen an der zunehmenden Plantarisierung der MTK unter zunehmender Vorfußdruckbelastung in den Belastungsphasen (Mittelstands-, Vorfußbelastung- und Abstoßphase) sei unter MTK 2 am Höchsten und nehme in der Reihenfolge MTK 1, 3, 4, 5 zunehmend ab. Die Maximaldrücke seien unter Belastung unter den zentralen MTK, das plantare Weichteilpolster nehme jedoch von lateral nach medial zu⁹¹. Eine adäquate Anpassung des Vorfußes an Belastung bleibt meiner Ansicht nach somit fraglich.

Für die Aussage des KBA sind druckpodometrische Untersuchungen wegen der fehlenden Korrelation von Druck/ Gewicht und KBA wie diese Studien belegen nur begrenzt geeignet.

Die klinische Relevanz dieser Arbeiten bleibt unbestritten, zeigt sie dem Kliniker doch die entsprechenden Druckspitzen unter den MTK's direkt an und liefert so wichtige Erkenntnisse für z.B die Einlagenversorgung, Schuhänderung, etc..

Nach meiner Ansicht ist eine Änderung der genetisch determinierten Vorfußarchitektonik als Anpassung an eine unphysiologische Belastung des Vorfußes zu betrachten, nicht aber bei physiologischer „normaler“ Fußbelastung auftretend. Nicht ohne Grund findet man den sog. Spreizfuß lt. Debrunner zum größten Teil bei Frauen im mittleren und vorgerückten Alter meist als Folge des Tragens hochhackigen Schuhwerks oder bei Spitzensportlern ²¹. Die Höhe des Absatzes eines Schuhs scheint mit dem gemessenen Spitzendruck im Vorfußbereich zu korrelieren ⁵⁷. Insbesondere nehme der Druck im medialen Vorfußbereich, mit Maximaldruck unter MTK 1 und 1. Zehe, zu ¹⁹. Demgegenüber stehen Vorfußentlastungsschuhe, die eine messbare Erniedrigung des plantaren Vorfußdruckes erzeugen ⁶⁹. Ein eindeutiger Zusammenhang des Tragens hochhackigen Schuhwerks und der Entstehung eines Spreizfußes konnte bislang aber noch nicht gestellt werden. Jedoch scheint ein eindeutiger Zusammenhang zur Erhöhung des plantaren Vorfußdruckes mit zunehmender Schuhabsatzhöhe ^{19, 57}, aber auch zum Belastungswechsel von unbelasteter zu belasteter bzw. von belasteter zu Zehenspitzenstandstellung zu bestehen ⁴⁴.

Die Ergebnisse, der in den letzten Jahren erfolgten druckpodometrischen sowie Finite Elemente Studien, belegten beim Normalfuß sowohl im Stand als auch beim Gang die Hauptdruckverteilung unter den zentralen MTK, insbesondere MTK 2 und 3.

Die Autoren schlossen daraus auf die Nichtexistenz der Tripodentheorie. Die Ergebnisse meiner Arbeit können durch die 3 dimensionale Darstellung des MTK- Bodenabstandes für jeden MTK diese These bestätigen. Der tiefste Punkt liegt aber nicht unter den zentralen MTK, sondern bei MTK 5. Druckpodometrische Untersuchungen bzw. Finite Elemente Studien kann man jedoch nicht direkt mit sonografischen Studien vergleichen. Der Grund ist meiner Ansicht nach relativ simpel. Da bei der indirekten Messung durch Druckpodometrie der gemessene Druck und die Größe des Weichteilpolster (KBA- Abstand) nicht zwangsläufig korrelieren, liefert die von mir durchgeführte Sonografie mit der direkten Messung des KBA andere und genauere Ergebnisse. Der Nachteil liegt jedoch in der rein statischen und nicht dynamischen Messung, wie es bei der Druckpodometrie möglich ist.

Trotz der Unterschiedlichkeit widersprechen die neueren druckpodometrischen Messungen und meine sonomorphometrische Vorfußstudie den herkömmlichen anatomischen Vorstellungen

der Existenz eines Fußquergewölbes. Auch in den aktuellen Orthopädielehrbüchern wird noch von der Existenz eines Fußquergewölbes am unbelasteten Fuß gesprochen ²¹.

6.2 Der Metatarsalköpfchenabstand (x- Wert)

Unter Belastung findet beim indolentem Vorfuß eine Zunahme des Metatarsalköpfchenabstandes statt. Der Unterschied der Belastungssituation (belastet versus unbelastet) ist bis auf den Abstand MTK 4-5 signifikant und in der Mehrzahl hochsignifikant.

Beim dolenten Vorfuß ist das Ergebnis nicht so eindeutig. Betrachtet man jedoch den gesamten Vorfuß (Abstand MTK1- 5), so findet auch hier eine hochsignifikante Zunahme der Ausdehnung der Metatarsalköpfchenreihe statt.

Die Fähigkeit zur Anpassung auf unterschiedliche Belastungssituationen durch Erhöhung des Intermetatarsalköpfchenabstandes ist beim dolenten Vorfuß somit nur z.T. vorhanden. Der Vergleich der beiden Probandengruppen zeigt keinen relevanten Unterschied.

Die Fähigkeit zur Verbreiterung respektive Verschmälerung des indolenten „normalen“ Vorfußes bei unterschiedlicher Belastung wird auch in der Arbeit aus dem Japanischen erschienen 1991 von Nippon Seikeigeka Gakkai zasshi deutlich. Hier wurde mit Hilfe eines speziellen elektrischen Messgerätes die Länge des queren Bogens unter verschiedenen Belastungssituation gemessen.

Er erfahre eine Verbreiterung unter Abduktion des Fußes und unter vertikaler Last vom Knie auf den Fuß sowie eine Verschmälerung unter Fußadduktion und monopeden Stand ⁶⁶.

Die von Waldecker erfolgte sonografische Messung fand keinen Zusammenhang zwischen dolentem Vorfuß und Zunahme der Vorfußbreite feststellen ⁸⁸.

Einen signifikanten Unterschied von indolenten und dolenten Vorfüßen in Bezug auf die Vorfußbreite konnte ich bei meiner Arbeit nicht feststellen, so dass die Schmerzintensität scheinbar nicht mit dem x- Wert bzw. der Gesamtvorfußbreite korreliert.

Die von mir beschriebene Fähigkeit zur Veränderung des x- Wertes des indolenten „normalen“ Vorfußes bei unterschiedlicher Belastung wird in den Arbeiten aus dem Japanischen erschienen 1986, 1991 und 1993 von Nippon Seikeigeka Gakkai zasshi bestätigt ^{66, 67, 68}.

In der 1993 publizierten Arbeit stellte er bei plantaren Druckmessungen beim Gangablauf von 31 erwachsenen Normalfüßen mit dem Pedobarogramm ANIMA-G2800 3 Typen von

Vorfußdruckverteilungsmustern fest. Typ A hatte den Maximaldruck unter MTK 1, Typ B unter MTK 2. und 3 und Typ C unter MTK 1.-3 bzw. 1. und 3. Typ A hatte den schmalere Vorfuß, die größere Vorfußinversion und die größere Schrittbreite als Typ B ⁶⁷.

Es bestehe eine Anpassung der Vorfußdruckverteilung auf eine unterschiedliche Fußform, um einen effektiven Laufschrift zu gewährleisten ⁶⁷.

Zudem bestand beim Gangablauf eine Kombination der 3 Verteilungsmuster bei jedem Probanden.

Der Wechsel der Druckverteilung als Änderung der jeweiligen Phase des Gangablaufes lässt auch auf eine Änderung der Vorfußbreite beim Gangablauf schließen. Womit ein Wechsel der Druckverteilung nicht nur als Anpassung auf den unterschiedlichen Fuß, sondern auch als Änderung der jeweiligen Phase des Gangablaufes mit konsekutiver Änderung der Vorfußbreite gesehen werden müßte.

Der Autor stellt dazu leider keinen Bezug her.

In Bezug auf den Unterschied Liegen und Stehen beschreibt Herrmann eine relativ geringe Mobilität (Änderung des KBA) unter MTK 1 und 4. Der 2. Strahl sei der beweglichste gefolgt vom 3. und 5. Strahl ³⁸. Das unterschiedliche Gewicht habe keine signifikanten Unterschiede ergeben. Auf die Änderung der Vorfußbreite unter Belastung und im Alter geht sie in dieser Arbeit aber leider nicht näher ein.

Eine Analyse mit einem 3D optischen digitalisierten System bestätigt eine zunehmende Vorfußbreite und Gewölbeabflachung unter Belastungswechsel (un-, halb-, vollbelastet) ⁸⁵.

Der Altersfaktor spielt beim indolenten Vorfuß eine Rolle für die Gesamtvorfußbreite und für den Abstand MTK 4-5 im Sinne einer Zunahme. Der dolente Vorfuß zeigt keine Alterskorrelation.

Vermutlich ist bei dieser Probandengruppe schon frühzeitig eine muskuloligamentäre Rigidität eingetreten

Ein zunehmendes Gewicht führt beim indolenten Vorfuß unbelastet als auch belastet zu einer Abstandszunahme der gesamten Vorfußbreite (MTK1- 5). Dieses gilt jedoch nicht bis auf den Abstand MTK 3-4 belastet und MTK 4-5 in beiden Positionen für die einzelnen Intermetatarsalköpfchenabstände. Beim dolenten Vorfuß besteht hierzu kein Zusammenhang.

Bei den druckpodometrischen Arbeiten fand ich in der Literatur nur einen Zusammenhang des Gewichtes und Alters zum KBA (z- Wert), nicht jedoch zur Vorfußbreite (x- Wert).

6.3 Der MTK- Fersenabstand (y- Wert)

Unter Belastung nimmt der MTK- Fersenabstand beim indolenten Vorfuß zu.

Ein signifikanter bzw. hochsignifikanter Unterschied zeigt sich jedoch nur für das MTK1- 3.

Bei genauer Betrachtung nimmt das Signifikanzniveau von innen (MTK1, $p < 0,01$) nach außen (MTK 5, $p = 0,612$) ab, was auf eine Abnahme der Ausdehnungsfähigkeit der MTK in Fußlängsrichtung von medial nach lateral hindeutet.

Dieses könnte unter Annahme eines medialen und lateralen Längsgewölbes für eine stärkere Mobilität bzw. Adaption des med. Bogens an unterschiedliche Belastungssituation durch höhere Plantarisierbarkeit desselben sprechen.

Bei der dynamischen Druckmessung von Pliquet und Helm 1967 zeigte sich beim Gang eine Druckverteilung von initial der Ferse über den Mittelfuß lat. zum med. Vorfußbereich MTK1 und 2 in der entscheidenden Abstoßphase, wo dann die höchsten Drücke im Vorfußbereich auffielen ⁷³.

Es wäre ein Erklärungsversuch, weshalb der mediale Vorfußbereich dynamischer auf Druckänderungen reagieren muß.

Bei Probanden mit Vorfußbeschwerden scheint diese Fähigkeit aufgehoben, da es keinen signifikanten Unterschied für alle MTK gibt. Jedoch steigt das Signifikanzniveau in gleicher Weise wie bei den Probanden ohne Vorfußbeschwerden von innen nach außen an.

Das deutet daraufhin, dass bei Vorfußbeschwerden die distale Ausdehnungsfähigkeit der MTK abnimmt bzw. sich deutlich unterscheidet zum indolenten Vorfuß.

Dieses verdeutlicht auch die Statistik, die signifikant bzw hochsignifikante Unterschiede bei Vergleich der beiden Probandengruppen sowohl belastet als auch unbelastet aufweist.

6.4 Räumliche Betrachtung

In Bezug zur Stellung der MTK im Raum besteht im Vorfuß in der transversalen Ebene betrachtet tendenziell eine von lat. (MTK 5) nach med. (MTK 1) ansteigende Linie.

In der longitudinalen Achse (y- Wert) stellte sich die MTK- Reihe c- bogenförmig dar, wobei den Scheitelpunkt der MTK 2 bildete.

Diese Ergebnisse entsprechen in Bezug auf die These der Nichtexistenz eines Vorfußquergewölbes den neueren druckpodometrischen Arbeiten und den aktuellen Finite Elemente Studien.

Diese Studien sehen die Hauptbelastung unter den zentralen MTK ^{16, 20, 29, 30, 31, 32, 37, 49, 56, 90}.

Diese Ergebnisse decken sich anatomisch betrachtet nicht mit den von mir erhaltenen KBA- Werten, (KBA am Niedrigsten unter MTK 5 und Höchsten unter MTK 1), des unbelasteten und belasteten Vorfußes. Es gibt jedoch mehrere druckpodometrische Arbeiten, die einen direkten Zusammenhang zwischen Druck und KBA in Frage stellen, so dass hier kein Widerspruch vorliegen muß ^{32, 88, 97}.

Die ebenfalls sonografische Arbeit von Herrman falsifiziert die Tripodentheorie funktionell ebenfalls ³⁸. Anatomisch betrachtet bestehe aber ein Vorfußgewölbe. Diese Ergebnisse kann ich aufgrund der schrägen sonografischen Einstellung zur Messung des KBA der MTK nicht teilen. Zudem misst sie beim ersten MTK das Sesambein mit dem niedrigsten KBA als tiefsten Punkt, was eine Vergleichbarkeit mit dieser Arbeit erschwert.

Aufgrund einer breit angelegten ebenfalls sonomorphologischen Studie an 100 Füßen mit Unterteilung in 4 Gruppen (G1- Spreizfuß, G2-Normalfuß, G3 Beschwerdefrei und morphologisch nicht eindeutig zuordnungsfähig, G 4 postoperativ nach Helal Osteotomie) wurden 1991 von Tschauner, Kohlmaier und Graf Kriterien für die Festlegung Normal- Spreizfuß entwickelt ⁸⁴. Die Anlage des Ultraschallkopfes erfolgt transversal zur Fußlängsachse. Die Autoren verifizieren die Tripodentheorie.

In der unbelasteten Untersuchungsposition bestehe beim Normal- und postoperativen Fuß eine dorsalkonvexe Krümmung mit Scheitel beim 2. Strahl. Beim Spreizfuß seien die MTK nebeneinanderliegend oder plantarkonvex mit Scheitel beim 3. Strahl. Belastet ändere sich bei Spreizfüßen nur ein zunehmender Grad der plantarkonvexen Wölbungsinversion, der Scheitel bleibe gleich. Bei Normalfüßen komme es zu einer Wölbungsinversion nach plantarkonvex mit Scheitelpunktverschiebung zum 3. Strahl. Dieses sei ein Nachweis für eine Wölbungsdynamik ^{83, 84, 95}.

Postoperative Füße seien wölbungsstarr, da sie ihre Wölbungsarchitektur unter Belastung nicht signifikant änderten.

Wie schon ausgeführt ist die sonografische Untersuchung der MTK quer zur Fußlängsachse wegen des unterschiedlichen Abstandes der MTK zur Ferse zu ungenau.

Somit ist diese Form der Untersuchung für die Untersuchung des Vorfußes ungeeignet.

Eine aktuellere Arbeit von Weijers et al., bei der 2005 10 Erwachsene (5 Frauen und 5 Männer) mit beschwerdefreien Normalfüßen mittels Spiral-CT und Drucksohlenmessung in simulierten 4 verschiedenen Auftrittsphasen des Fußes beim normalen Gang (Auftritts-, Mittelstands-, Vorfußbelastung- und Abstoßphase) untersucht wurden, bestätigt die Ergebnisse meiner Arbeit weitestgehend⁹¹. Sowohl unbelastet als auch in den Belastungsphasen forme der Vorfuß kein geometrisches Gewölbe. Die Dicke des plantaren Weichteilpolsters nehme in allen 4 Phasen von lateral nach medial zu. Demzufolge steige der MTK Bodenabstand von lateral nach medial. Nehme man als tiefsten Punkt medial aber nicht das MTK 1 sondern das dazugehörige mediale oder laterale Sesambein mit den niedrigsten KBA (wie bei Hermann), so forme sich ein geometrisches Gewölbe. Ob nun im Vorfußbereich ein Quergewölbe bestehe sei abhängig von der Betrachtungsweise. Der MTK 1 ist bei meiner sonografischen Studie ebenfalls bei beiden Probandengruppen in unterschiedlicher Belastungssituation nicht tiefer gelegen als der MTK 2. Schließt man statt des MTK 1 das am tiefsten gelegene Sesambein in die Auswertung mit ein, so ist hier der KBA jeweils niedriger als beim MTK 2. Es wird eine gewölbeähnliche Vorfußarchitektur geformt jedoch nicht mit tiefsten KBA unter MTK 1 und 5 wie bei der Arbeit von Hermann und Weijers. Nach der Tripodentheorie besteht somit auch unter Einbeziehung der Sesambeine in die Auswertung bei meiner Studie kein Gewölbe am Vorfuß.

Nach Weijers bestehe funktionell kein Gewölbe, da die „Säulen“ (MTK 1 und 5) des Gewölbes nicht ortsfest, d.h. positionsstabil seien und die Druck im Vorfuß nicht in Richtung der Säulen abgeleitet werde⁹¹. Prozentual betrachtet sei der Hauptdruck in allen Belastungsphasen (Mittelstands-, Vorfußbelastung- und Abstoßphase) unter dem MTK 2. Der absolut gemessene Maximaldruck in der Mittelstands- und Vorfußbelastungsposition sei unter dem 3. MTK und in der Abstoßphase unter dem MTK 2. Bei einem funktionellen Gewölbe sei der Hauptdruck und der Maximaldruck unter MTK 1 und 5⁹¹.

Schlussfolgernd falsifiziert die von mir durchgeführte sonomorphometrische Studie am indolenten und dolenten Probandenfuß in belasteter und unbelasteter Untersuchungsposition des Fußes die Tripodentheorie. Eine Gewichtskorrelation besteht nicht. Ebenso lässt sich eine Al

tersbezogenheit nur insofern vereinzelt feststellen, das mit zunehmenden Alter eine vermehrte Plantarisierung jedoch ohne signifikante Vorfußverbreiterung beim dolenten Vorfuß auftritt und beim indolenten Vorfuß eine zunehmende Verbreiterung ohne signifikante Plantarisierung des Vorfußes auffällig ist.

Die von mir aufgeführten neueren druckpodometrischen Arbeiten und Finite Elemente Studien bestätigen indirekt über die vermehrten Drücke im zentralen Vorfußbereich die Nichtexistenz eines Gewölbes am Vorfuß. Dieses widerspricht der herkömmlichen Meinung eines bestehenden Fußquergewölbes beim nicht pathologischen Vorfuß.

Der Ausblick in Bezug auf die Umsetzung dieser Erkenntnisse in die therapeutischen Überlegungen ist noch offen. Heutzutage wird immer noch versucht das Fußquergewölbe als ideal angenommene Vorfußanatomie wiederherzustellen. Dieses geschieht sowohl konservativ im Rahmen der Orthopädiotechnik durch entsprechende retrocapitale Abstützpelotten als auch in der operativen Orthopädie durch Vorfußkorrekturoperationen. Die neuen Ergebnisse der Druckmeßverfahren sind in der Orthopädiotechnik und operativen Orthopädie sicherlich bekannt, werden aber im klinischen Alltag noch nicht ausreichend umgesetzt. Einlagen, die eine Entlastung des Vorfußes bei Spreizfußdeformität erzielen, werden meist vom Orthopäden per Rezept verordnet und vom Orthopädiemechaniker umgesetzt. Eine druckpodometrische oder sonomorphometrische Voruntersuchung des Fußes findet in der Regel vor Einlagenversorgung und auch präoperativ nicht statt. Allenfalls bei Leistungssportlern werden z.T. Laufband und Druckmessuntersuchungen vor Versorgung mit einem Sportschuh vorgenommen. In der Zukunft wäre es zu wünschen, dass eine gezieltere nicht nur radiologische Vorfußdiagnostik vor einer entsprechenden konservativen oder operativen Therapie steht.

Um diese Vorfußdiagnostik weiter zu verbessern wäre im Rahmen der Forschungstätigkeit die Entwicklung einer Methodik sinnvoll, die eine Erfassung der ossären Strukturen eines in vivo Patientenfußes/ Beines in 3 dimensionaler Darstellung während des Ganges und im Stand ermöglicht. Dieses sollte unter gleichzeitiger Dokumentation des Verhaltens der beteiligten muskuloligamentären Strukturen und des gemessenen plantaren Druckes erfolgen. Diese Studie und die von mir beschriebenen 3 dimensional Finite Elemente Studien, die mit einem Fußcomputermodell arbeiten, liefern hierzu erste wichtige Ansätze. Bislang wird die bildgebende Diagnostik wie das MRT mit der Möglichkeit von 3D Gradientenechosequenzen vorwiegend in der Beurteilung von Traumafolgen, Neoplasien/ Raumforderungen, entzündlichen Veränderungen, Osteonekrosen und Reflexdystrophien eingesetzt ⁹⁶.

Das CT einschließlich der neuen Spiral CT Geräte mit der Möglichkeit der Rekonstruktion anatomischer Verhältnisse wird vorwiegend für die Beurteilung bei knöchernen Veränderungen insbesondere bei Frakturen verwendet ⁹⁶.

Bei einer breiteren Anwendung der heutzutage bestehenden diagnostischen Möglichkeiten der Fußdiagnostik, wäre es in Zukunft möglich bei der Einlagen, Schuh und operativen Versorgung des Fußes auf die individuellen anatomischen und Druckverhältnisse im Vorfußbereich einzugehen.

7. Literaturverzeichnis

1. Abramson, E. (1927): Zur Kenntnis der Mechanik des Mittelfußes, Skand. Arch Physiol. 51, 175
2. Arampatzis, A., Brüggemann, G. P., Klapsing, G. M. (2002): A three-dimensional shank-foot model to determine the foot motion during landings, Medicine and science in sports and exercise Vol. 34 (1), 130- 138
3. Arcan, M. (1990): Non Invasive and Sensor Techniques in Contact Mechanics: A Revolution in Progress, Proc. 9 th. Int. Conf. on Experimental Mechanics, Copenhagen
4. Arcan, M. and Brull, M., A. (1984): An Experimental Approach to the Contact Problem Between Flexible and Rigid Bodies, Mech. Res. Commun., 7, 151- 157
5. Arcan, M., and Brull, M. A. (1976): A Fundamental Characteristic of the Human Body and Foot, the Foot- Ground Pressure Pattern, J. Biomech., 9, 453– 457
6. Arcan, M., Brull, M. A., Scholten, R. and Röhrle, H. (1981): A New Method for Determining the Active Force System in Lower Limbs During Human Locomotion, Z. Orthop., Ihre Grenzgeb, 119, 595- 597
7. Becker, N. L., Grau, S., Obens, T. (1994): Vorfußdeformierungen bei planem und balligem Untergrund, aus Orthop. und Schuhtechnik, 20- 30
8. Beely, F. (1882): Zur Mechanik des Stehens, Langenbecks Arch. Klin. Chir. 27, 457
9. Beierlein, H.-R., Diebschlag, W. (1977): Meßmethoden und Ergebnisse der Druckverteilungsmessung unter der Fußsohle des Menschen, Z. Orthop. 115, 606-607
10. Brosh, T. and Arcan, M. (1994): Toward Early Detection of the Tendency to Stress Fractures, Clin. Biomecha. 9, 111– 116
11. Brull, M. A. and Arcan, M. (1984): Analytical and Experimental Models and Techniques in Posture and Gait Studies, Modeling and Analysis in Biomedicine, C. Nicolini, ed., World Scientific Publishing Company, Singapore, 509- 539
12. Bryant, Alan R., Tinley, Paul, Singer, Kevin P. (2000): Normal Values of Plantar Pressure Measurements Determined Using the EMED- SF System, Vol. 90 (6), 295- 299
13. Camacho, D., Ledoux, W., Rohr, S., Sangeorzan, B., Ching, R. (2002): A three-dimensional, anatomically detailed foot model: A foundation for a finite element simulation and means of quantifying foot- bone position, J. of R. R. D. Vol. 39 (3), 401- 410

-
14. Cavanagh, P. R., and Mickiyoshi, A. (1980): A Technique for the Display of Pressure Distribution Beneath the Foot, *J. Biomech.*, 13, 69- 75
 15. Cavanagh, P. R., Morag, E., Boulton, A. J., Young, M. J., Deffner, K. T., Pammer, S. E. (1997): The relationship of static foot structure to dynamic foot function, *J. of biomechanics* Vol. 130 (3), 243- 250
 16. Cavanagh, Peter R., Rodgers, Mary M. and Iiboshi, Akira (1987): Pressure Distribution under Symptom- Free during Barefoot Standing, *Foot& Ankle* Vol. 7 (5), 262- 276
 17. Chen, W. P., Tang, F. T., Ju, C. W. (2001): Stress distribution of the foot during mid-stance to push- off in barefoot gait, a 3- D finite element analysis, *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon) Vol. 16 (7), 614-620
 18. Cheung, J. T., Zhang, M. (2005): A 3- dimensional finite element model of the human foot and ankle for insole design, *archives of physical med. and rehabilitation* Vol 86 (2), 353- 358
 19. Corrigan, C. P., Moore, D. P., Stephens, MM (1993): Effect of heel height on forefoot loading, *Foot & ankle*, Vol. 14 (3), 148- 152
 20. Daentzer, D., Wülker, N., Zimmermann, U. (1997): Obersevation concerning the transverse metatarsal arch, *Foot Ankle Surg.* 3, 15
 21. Debrunner, A. M. (2005): Orthopädie Orthopädische Chirurgie, Patientenorientierte Diagnostik und Therapie des Bewegungsapparates, 4. Auflage, 1122-1123, 1148–1157
 22. Debrunner, H. U. (1985): Biomechanik des Fußes, *Z.Orthop.* 49, 8-17, 24-31, 48-59
 23. Diebschlag, W. (1982): Die Druckverteilung an der Fußsohle des Menschen im Stehen und Gehen, barfuß und im Schuh, aus *Z. Orthop.* 120, 814- 820
 24. Duckworth, T., R. P. Betts. C. I. Franks, J. Burke (1982): The measurement of pressure under the foot, *Foot Ankle* 3, 130
 25. Duckworth, T.: Pedobaragraphy. In: Helal, B., D. Wilson (Eds.) (1988): *The foot*, Churchill Livingstone, Edingburgh, London, Melbourne
 26. Erickson, J. S., Rosengarten, J. L. (1993): MR Imaging of the forefoot: Normal anatomic findings, *AJR* 160, 565- 571
 27. Forschungslabor für Biomechanik (1992): Zur Biomechanik des Fusses– Kräfte beim Gehen im Vorfuss und ihre klinische Relevanz, *Der Orthopäde*, VOL 21 (1), 75-80
 28. Frick, H., Leonhardt, H., Starck, D. (1987): Allgemeine Anatomie- Spezielle Anatomie I, Extremitäten- Rumpfwand- Kopf- Hals, 3. Aufl., 394- 410, 413- 415

-
29. Gefen, A., Megido- Ravid, M., Azariah, M., Itzhak, Y. and Arcan, M. (1998): "Integrating a Photoelastic Device into Open MRI for Soft Tissue Mechanics Studies", Proc. 11th Int. Conf. on Experimental Mechanics, Oxford
 30. Gefen, A., Megido- Ravid, M., Itzhak, Y. and Arcan, M. (1998): Biomechanical Modeling of the Diabetic Foot Using Open MRI, Proc. 11th Conf. of the European Society of Biomechanics, Toulouse (also in J. Biomech., 31, Suppl 1, 10)
 31. Gefen, A., Megido- Ravid, M., Itzhak, Y., Arcan, M. (1998): Integrating Computer Aided Radiography and Plantar Pressure Measurements for Complex Gait Analysis, Proc. 27th Israel Conf. on Mechanical Engineering, Haifa
 32. Gefen, A., Megido- Ravid, M., Itzhak, Y., Arcan, M. (2000): Biomechanical Analysis of the Three-Dimensional Foot Structure During Gait: A Basic Tool for Clinical Applications, Journal of Biomechanical Engineering, Vol.122, 630- 638
 33. Grieve, D. W., Rashdi, T. (1984): Pressures under normal feet in standing and walking as measured by foil pedobarography, Ann. Rheum. Dis. 43, 816
 34. Grifka, J. (1996): Einlagen- Indikation, Verordnung, Ausführung, 3. Aufl., 13- 21
 35. Harms, V., (1992): Biomathematik, Statistik und Dokumentation, 6. Aufl., 128- 135, 200- 204
 36. Hastings, Mary K., Commean, Paul K., Smith, Kirk E., Pilgram, Thomas K., Mueller, Michael J. (2003): Aligning anatomical structure from spiral X- ray computed tomography with plantar pressure data, Clinical Biomechanics 18, 877- 882
 37. Hennig, E.M., Milani, Th.L. (1993): Die Dreipunktunterstützung des Fußes, aus Z. Orthop. 131, 279- 284
 38. Hermann, B. (1995): Form u. Statik d. Metatarsalköpfchenreihe beim Erwachsenen- Sonographische u. podometrische Untersuchung, aus Z. Orthop. 133, 335- 340
 39. Hills, A. P., Hennig, E. M., Mc Donald, M., Bar-Or, O. (2001): Plantar pressure differences between obese and non-obese adults, a biomechanical analysis, Journal of the International Association for the Study of Obesity, Vol: 25 (11), 1674- 9
 40. Hohmann, D. Uhlig, R. (1990): Orthopädische Technik, 8. Auflage, 690- 691, 697- 702
 41. Hohmann, G. (1939): Fuß und Bein- Ihre Erkrankungen und deren Behandlungen, 3. Auflage, 1, 5, 24-29
 42. Hohmann, G. (1948): Fuß und Bein, 4. Auflage, Bergmann, München
 43. Holly, E. N. (1955): Radiology of the tarsal sesamoid bones, Med. Radiogr. Photogr. 31, 73- 80

-
44. Holmes, G. B. (1992): Quantitative determination of intermetatarsal pressure, *Foot & ankle*, Vol. 13 (9), 532- 535
 45. Holmes, G. B., Timmermann, L. (1990): A quantitative assessment of the effect of metatarsal pads on plantar pressures, *Foot Ankle* 11, 141
 46. Hughes, J., Clark, P., Klenermann, L. (1990): The importance of the toes in walking, *J. Bone Joint. Surg.* 72B, 248
 47. Iagnocco, A., Coari, G., Palombi, G., Valesini, G. (2001): Sonography in the study of metatarsalgia, *the J. of rheumatology* Vol. 28 (6), 1338- 1340
 48. Jason Tak- Man Cheung, Ming Zhang, Aaron Kam- Lun Leung, Yu- Bo Fan (2005): Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing- a material sensitivity study, *Journal of Biomechanics* 38, 1045-1054
 49. Kanatli, Ulunay, Yetkin, Haluk, Bolukbasi, Selcuk (2003): Evaluation of the transverse metatarsal arch of the foot with gait analysis, *Arch Orthop. Trauma Surg.*, 123, 148-150
 50. Kapandji, I. A. (1985): Funktionelle Anatomie der Gelenke, Schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik, Bücherei des Orthopäden Band 47, Band 2 Untere Extremität, 218- 219, 224- 225, 240
 51. Kapandji, I. A. (1992): Funktionelle Anatomie der Gelenke, Bd. 2, 2. Auflage, Enke, Stuttgart
 52. Kapandji, I.A. (1975): *Physiologie Articulair* Librairie Maloine S.A., 199
 53. Langmann, J. (1985): Medizinische Embryologie, Die normale menschliche Entwicklung und ihre Fehlbildungen, 7. Auflage, 134- 136
 54. Ledoux, R. W., Rohr, E. S., Ching, R. P., Sangeorzan, B. J. (2006): Effect of foot shape on three- dimensional position of foot bones, *J. of orthopaedic research* Vol. 24, 2176- 2186
 55. Lorenz, A., (1883): *Die Lehre vom erworbenen Plattfuss*, Enke, Stuttgart
 56. Luger, EJ., Nissan, M., Karpf, A., Steinberg, EL., Dekel, S., (1999): Patterns of weight distribution under the metatarsal heads, *J. Bone Joint Surg. Br.* 81, 199
 57. Mandato, M. G., Nester, E. (1999): The effects of increasing heel height on forefoot peak pressure, *J. of the Am. Pod. Med. Ass.* 89 (2), 75- 80
 58. Marquardt, W. (1965): *Die theoretischen Grundlagen der Orthopädie- Schuhmacherei*, 2. Auflage, 35- 36, 151- 153
 59. McMinn, R. M. H., Hutchings, R. T., Logan, B. M., (1985): *Atlas der Anatomie des Fußes*, Fischer, Stuttgart, New York

-
60. Mickle, K. J., Steele, J.R., Munro, B. J.(2006): The feet of overweight and obese young children: are they flat or fat?, Obesity (Silver Spring, Md.) Vol 14 (11), 1949- 1953
 61. Müller- Limmroth, W., Beierlein, H.-R., Diebschlag, W. (1977): Die Druckverteilung unter der menschlichen Fußsohle: Qualitative und quantitative Messergebnisse, Z. Orthop. 115, 929- 936
 62. Nicol, A. C., Paul, J. P.: Biomechanics In: Helal, B., D. Wilson (Eds.) (1988): The Foot, Churchill Livingstone, Edinburgh. London, Melbourne
 63. Niethard, Fritz U., Pfeil, J., (1992): Orthopädie, 2. überarb. und erw. Auflage, 492- 493
 64. Niethard, Fritz U., Pfeil, J., (2005): Orthopädie, 5. korrigierte Auflage, 553, 554
 65. Niethard, Weber M., Heller K-D., (2005): Orthopädie compact, 308- 309
 66. Nippon Seikeigeka Gakkai zasshi (1991): Static results of medial foot arch, Department of Orthopaedic Surgery, Nagasaki University School of Medicine, Japan, Vol. 65 (10), 891- 901
 67. Nippon Seikeigeka Gakkai zasshi (1993): Pressure distribution on the sole in normal adult men during walking using the ANIMA- G2800 for recording, Department of Orthopaedic Surgery, Nagasaki University School of Medicine, Japan, Vol. 67 (5), 449-62
 68. Nippon Seikeigeka Gakkai zasshi, (1986): Dynamic function of medial foot arch, VOL: 60 (11), 1147-56
 69. Notni, A., Fuhrmann, R. (1999): Plantare Druckverteilungsmessung an Vorfußentlastungsschuhen, Z. Orthop. 137 (3), 280- 283
 70. Palme, E. (1992): Der Fuß- Anatomie, Untersuchung, Erkrankungen, orthop. Versorgung, 80
 71. Perre, S. van de, Vanhoenacker, F. M., Vuyst, D. de, Parizel, P. (2004): Imaging anatomy of the ankle, JBR- BTR 87 (6), 310- 314
 72. Phillips, R.D. (2000): The normal foot, J. Am. Podiatr. Med. Ass. 90 (7), 342- 345
 73. Pliquet, F., Helm, W. (1967): Die Druckverteilung unter der Fußsohle während des Abrollvorgangs, Z. Orthop. 102, 285- 294
 74. Ridola, C., Palma, A. (2001): Functional anatomy and imaging of the foot, Italien J. of anatomy and embryologie Vol. 106 (2), 85- 98
 75. Rodgers, M. M., Cavanagh, P. R. (1989): Pressure distribution in Morton´s foot structure, Med. Sci. Sports Exerc. 21, 23

-
76. Rosenbaum, D., Lorei, T. (2003): Einfluss der Drucksensorgröße auf Parameter der plantaren Fusbelastung– ein pedographischer Vergleich zweier Druckverteilungsmeßplattformen, Biomed. Technik Band 48, 166- 169
 77. Rothert, H. (1993): Vorlesungsmanuskript Baustatik VI, Institut für Statik, Universität Hannover
 78. Simkin, A. (1981): The dynamic vertical force distribution during level walking under normal and rheumatic feet, Rheum. Rehabil. 20, 88
 79. Simkin, A. (1982): Structural Analysis of the Human Foot in Standing Posture, Ph.D. thesis, Tel Aviv University, Tel Aviv
 80. Snow, R. E., Williams, K. R., Holmes, G. B. (1992): The effects of wearing high heeled shoes on pedal pressure in women, Foot Ankle 13, 85
 81. Soames, R. W., Blake, C. D., Stott, J. R.R., Goodbody, A., Brewerton, D. A., (1982): Measurement of pressure under the foot during function, Med. Biol. Eng. Comput. 20, 489
 82. Titonova, E. B., Mateev, P. S., Tarkka, I. M. (2004): Footprint analysis of gait using a pressure sensor system, J. of Electromyography and Kinesiology 14, 275- 281
 83. Tschauner, Ch. (1993): Sonoanatomie und sonografische Vermessung der queren Fußwölbung, aus Orthopäde 22, 323-332
 84. Tschauner, Ch., Kohlmaier, W., Graf, R. (1991): Sonomorphologie der Querwölbung bei Normal-u. Spreizfüßen, aus Ultraschall klin. Praxis Bd. 6, 85- 91
 85. Tsung, B. Y., Zhang, M., Fan, Y. B., Boone, D. A. (2003): Quantitative comparison of plantar foot shapes under different weight- bearing conditions, J. of rehabilitation research and development Vol. 40 (6), 517- 526
 86. v. Meyer, H. (1883): Statik und Mechanik des menschlichen Fusses, Fischer, Jena
 87. Viladot, A.: The Metatarsals, In: Jahss, M. H. (1991): Disorders of the foot and ankle, Vol. II, 2nd Ed., Saunders Philadelphia, London, Toronto
 88. Waldecker, U. (2001): Plantar fat pad atrophy: a cause of metatarsalgia?, The journal of foot and ankle surg., VOL: 40 (1); p. 21- 7
 89. Wanivenhaus, A. (2001): Praxis der Orthopädie, Band2 Operative Orthopädie, 3. völlig neu bearbeitete Auflage, 597
 90. Wei- Li His, Jiunn- Horng Kang, and Jin- Shin Lai (2004): Distribution of Plantar Pressure on the Second Metatarsal Head During Walking, J. Formos Med. Assoc. Vol. 103 (7), 540- 545

-
91. Weijers, R. E., Walenkamp, G., Kessels, A., Kernerink, G., Marneren, H. van (2005): Plantar pressure and sole thickness of the forefoot, *Am. Orthop. Foot & Ankle* Vol.26 (12), 1049- 1054
 92. Weijers, R. E., Walenkamp, G., Marneren, H. van, Kessels, A. (2003): The relationship of the position of the metatarsal heads and peak plantar pressure, *Am. Orthop. Foot & Ankle* Vol.24 (4), 349- 353
 93. Weishaupt, D., Treiber, K., Jacob, H. A., Kundert, H. P., Hodler, J., Marincek, B., Zanetti, M. (2002): MR imaging of the forefoot under weight- bearing conditions: position- related changes of the neurovascular bundles and the metatarsal heads in asymptomatic volunteers, *JMRI* Vol. 16 (1), 75- 84
 94. Weist, R., Eils, E., Rosenbaum, D. (2004): The influence of muscle fatigue on electromyogram and plantar pressure patterns as an explanation for the incidence of metatarsal stress fractures, *The American journal of sports medicine*, VOL. 32 (8), 1893– 8
 95. Wirth, C.J., Ferdini, R., Wülker, N. (1998): Vorfußderformitäten- Behandlungskonzepte für Klinik und Praxis, 14-15, 240
 96. Wirth, C.J., Zichner, C. (2002): Orthopädie und orthopädische Chirurgie Fuß, das Standardwerk für Klinik und Praxis, 45- 56, 58- 62, 527
 97. Zhonghua wai ke za zhi (1993): Study of fore foot pressure distribution in the foot with hallux valgus, *Chinese journal of surgery*, VOL. 31 (11), 689-91

8. Anhang

8.1 Untersuchungsbogen

Nr.:

Datum: _____

Untersucher:

Name:

Vorname:

1. Allgemeine Persönlichkeitsdaten:

Geschlecht: männl./ weibl.

Alter: Jahre

Herkunft:

Gewicht: Kg

Körpergröße: cm

Schuhgröße:

Körperstatur: ___ Leptosom/ ___ Athlet/ ___ Pykniker

2. Anamnese

2.1 Krankheitsanamnese: (fußrelevant)

Aktuelle:

Frühere:

Vererbte:

OP's:

Deformierungen:

Schmerzen:

2.2 Soziale Anamnese: (fußrelevant)

Beruf:

Arbeitshaltung:

Arbeitsbelastung:

Aktivitäten:

Sport:

3. Orthopädische Hilfsmittel:

Einlagen:

Einlagentyp:

Einlagenmaterial:

Einlagenlänge:

Seit wann?:

Sonstige:

Hallux Valgus:

Orthesen:

Schuhzurichtungen:

4. Klinische Untersuchung (Inspektion/Palpation/Funktionsuntersuchung):

4.1 Fußform:

- ☐ 1. Zeh am längsten
- ☐ 2. Zeh am längsten
- ☐ 1. und 2. Zeh gleichlang

4.2 Stellung der Ferse im 2-Beinstand:

neutral li : ___

neutral re: ___

varus li : ___

varus re : ___

valgus li : ___

valgus re: ___

Nein	li:	___
Nein	re:	___
Schwach	li:	___
Schwach	re:	___
Deutlich	li:	___
Deutlich	re:	___
Hohlfuß	li:	___
Hohlfuß	re:	___

	MT I	MT II	MT III	MT IV	MT V
Nein	li:				
Nein	re:				
Schwach	li:				
Schwach	re:				
Deutlich	li:				
Deutlich	re:				

li in __ __ ° zur Fußinnenkante
re in __ __ ° zur Fußinnenkante

Freiheitsgrade im OSG:Dorsalextension	li:	___ °
Dorsalextension	re:	___ °
Plantarflexion	li:	___ °
Plantarflexion	re:	___ °

5. Untersuchungsmethode/ Dokumentation:

- 5.1 Blauabdruck: _____
- 5.2 Sonographie: _____
- 5.3 Druckmessplatte: _____
- 5.4 Dia: _____

5.1 Blauabdruck Trittspurkarte- Auswertung (im Sitzen):

Längen:

- | | | |
|--|---------|----|
| 5.1.1 Fußlänge: Abstand Fersenkante- längste Zehe | : _____ | cm |
| 5.1.2 Mediale Ballenlänge: Abstand Fersenkante- Scheitelpunkt
der med. Ballenausladung | : _____ | cm |
| 5.1.3 Laterale Ballenlänge: Abstand Fersenkante- Scheitelpunkt
der lat. Ballenausladung | : _____ | cm |
| 5.1.4 Mittelfußlänge: Abstand Fersenkante - Schnittpunkt
Ballenverbindungsline | : _____ | cm |
| 5.1.5 Vorfußbreite: Abstand der Scheitelpunkte der med.
u. lat. Ballenausladung, auf die Normale
der Fußlängsachse | : _____ | cm |
| 5.1.6 Fersenbreite: Maximaler Abstand von med. u. lat.
Fersenrand, auf die Normale zur Fuß-
längsachse | : _____ | cm |
| 5.1.9 Gesamtwinkel: zw. Fußinnen- und Fußaußenkante | : _____ | ° |
| 5.1.10 Fußlänge: Vorfußbreite | : _____ | |
| 5.1.11 Fußlänge: Fersenbreite | : _____ | |
| 5.1.12 Mittelfußlänge: Vorfußbreite | : _____ | |
| 5.1.13 Mittelfußlänge: Fersenbreite | : _____ | |
| 5.1.14 Fußlänge: Mittelfußlänge | : _____ | |
| 5.1.15 Vorfußbreite: Fersenbreite | : _____ | |

5.2 Sonographie/ Ultraschalldiagnostik:

5.2.1 Untersuchung der Ballenabrolllinie im Hinblick auf Quergewölbestruktur

(Messung Abstand Unterkante Mittelfußköpfchen- Boden) in Millimeter:

mm	ohne Belastung im Sitzen:		mit Belastung im 2-	
Beinstand:				
	li.	re.	li.	re.
med. SB MFK I:				
MFK I	:			
lat. SB MFK I :				
MFK II	:			
MFK III	:			
MFK IV	:			
MFK V	:			

MFK= Mittelfußköpfchen; SB= Sesambein; med.= medial; lat.= lateral.

5.2.2 Untersuchung des Abstandes zwischen med. Fußrand (FR) und MFK I sowie

MFK V und lat. Fußrand und der Abstände der benachbarten Mittelfußköpfchen:

cm	ohne Belastung im Sitzen:		mit Belastung im 2-Beinstand:	
	li.	re.	li.	re.
med FR- med SB MFK I :				
med SB MFKI- MFKI	:			
MFKI- lat SB MFKI	:			
lat SB MFKI- MFKII	:			
MFK II- MFK III	:			
MFK III- MFK IV	:			
MFK IV- MFK V	:			
MFK V- lat. FR	:			

Abstand zum lat. Fußrand mit Hilfe Blauabdruck bestimmt.

5.2.3 Untersuchung des Abstandes zwischen MFK I bis MFK V zur Fersenkante (FK).

cm	ohne Belastung im Sitzen:		mit Belastung im 2- Beinstand:	
	li.	re.	li.	re.
med SB MFKI - FK:				
MFK I- FK	:			
lat SB MFKI- FK :				
MFK II- FK	:			
MFK III- FK	:			
MFK IV- FK	:			
MFK V- FK	:			

5.2.4 Untersuchung der Ferse rechtwinklig zur Fußlängsachse.

a) Messung des Abstandes zwischen tuber calcanei (TC)- Boden.

mm	ohne Belastung im Sitzen:		mit Belastung im 2-Beinstand:	
	li.	re.	li.	re.
TC	:			

b) Messung des Abstandes zwischen tuber calcanei (TC) zur Fersenkante (FK).

mm	ohne Belastung im Sitzen:		mit Belastung im 2-Beinstand:	
	li.	re.	li.	re.
TC- FK	:			
TC- med FR	:			
TC- lat FR	:			

Abstand zum lat. Fußrand mit Hilfe Blauabdruck bestimmt.

8.2 Tabellen

8.2.1 Tabellen zur 1. HO- Hypothese

Anwendung findet der T-Test bei gepaarten Stichproben.

Statistik bei gepaarten Stichproben

MTK (=k)	Mittelwert	N	Mittelwert und Standardabweichung	Signifikanz (2-seitig)
z_obk1	14,53	80	14,53 ± 3,15	0,00
z_mbk1	13,48	80	13,48 ± 2,86	
z_obk2	12,65	80	12,65 ± 2,39	0,00
z_mbk2	10,91	80	10,91 ± 2,16	
z_obk3	10,17	80	10,17 ± 2,10	0,00
z_mbk3	8,80	80	8,80 ± 1,76	
z_obk4	8,10	80	8,10 ± 1,75	0,00
z_mbk4	7,35	80	7,35 ± 1,47	
z_obk5	6,73	80	6,73 ± 1,41	0,00
z_mbk5	6,02	80	6,02 ± 1,53	

Tab.9: Unterschied Knochen- Bodenabstand (z- Wert)

unbelastet (ob) versus belastet (mb) des indolenten Vorfußes

Statistik bei gepaarten Stichproben

MTK (=k)	Mittelwert	N	Mittelwert und Standardabweichung	Signifikanz (2-seitig)
z_obk1	13,26	18	13,26 ± 3,83	0,43
z_mbk1	12,88	18	12,88 ± 2,97	
z_obk2	10,77	18	10,77 ± 2,34	0,00
z_mbk2	8,91	18	8,91 ± 2,16	
z_obk3	9,04	18	9,04 ± 1,68	0,00
z_mbk3	7,47	18	7,47 ± 1,26	
z_obk4	7,27	18	7,27 ± 1,82	0,00
z_mbk4	6,50	18	6,50 ± 1,68	
z_obk5	5,82	18	5,82 ± 1,61	0,00
z_mbk5	4,96	18	4,96 ± 1,25	

Tab.12: Unterschied Knochen- Bodenabstand (z- Wert)

unbelastet (ob) versus belastet (mb) des dolenten Vorfußes

8.2.2 Tabellen zur 2. HO- Hypothese

Es findet der ungepaarte T- Test für die Mittelwertgleichheit Anwendung.

Gruppenstatistiken

MTK (=k)	Beschwerden 0 = ohne ; 1 = mit	N	Mittelwert und Standardabweichung	Signifikanz (2-seitig)
z_obk1	0	80	14,53 ± 3,15	0,14
	1	18	13,26 ± 3,83	
z_obk2	0	80	12,65 ± 2,39	0,00
	1	18	10,77 ± 2,33	
z_obk3	0	80	10,1 ± 72,09	0,04
	1	18	9,03 ± 1,68	
z_obk4	0	80	8,09 ± 1,75	0,07
	1	18	7,26 ± 1,82	
z_obk5	0	80	6,73 ± 1,41	0,02
	1	18	5,8 ± 11,61	

Tab.3: Unterschied Knochen- Bodenabstand (z- Wert)

indolenter versus dolenter Vorfuß in unbelasteter (ob) Position

Gruppenstatistiken

MTK (=k)	Beschwerden 0 = ohne ; 1 = mit	N	Mittelwert und Standardabweichung	Signifikanz (2-seitig)
z_mbk1	0	80	13,48 ± 2,86	0,43
	1	18	12,88 ± 2,97	
z_mbk2	0	80	10,90 ± 12,16	0,00
	1	18	8,91 ± 2,16	
z_mbk3	0	80	8,80 ± 1,76	0,00
	1	18	7,47 ± 1,26	
z_mbk4	0	80	7,35 ± 1,47	0,03
	1	18	6,50 ± 1,68	
z_mbk5	0	80	6,02 ± 1,53	0,01
	1	18	4,96 ± 1,25	

Tab.6: Unterschied Knochen- Bodenabstand (z- Wert)

indolenter versus dolenter Vorfuß in belasteter (mb) Position

8.2.3 Tabellen zur 3. HO- Hypothese

Es findet der T- Test bei gepaarter Stichprobe Anwendung.

Abstände MTK (=k) untereinander und zum med. (mfr) und lat. (lfr) Fersenrand	N	Mittelwert und Standardabweichung	Signifikanz (2-seitig)
x_obmfr_k1	80	1,41 ± 0,31	0,00
x_mbmfr_k1	80	1,29 ± 0,33	
x_obk5_lfr	80	1,59 ± 0,43	0,00
x_mbk5_lfr	80	1,37 ± 0,47	
x_obk1_k2	80	2,06 ± 0,28	0,04
x_mbk1_k2	80	2,13 ± 0,34	
x_obk2_k3	80	1,26 ± 0,18	0,00
x_mbk2_k3	80	1,37 ± 0,18	
x_obk3_k4	80	1,33 ± 0,24	0,00
x_mbk3_k4	80	1,47 ± 0,27	
x_obk4_k5	80	1,63 ± 0,29	1,00
x_mbk4_k5	80	1,63 ± 0,30	
x_obk1_k5	80	6,28 ± 0,52	0,00
x_mbk1_k5	80	6,60 ± 0,62	

Tab.10: Zusammenhang Abstände der MTK untereinander (x- Wert)
unbelastet (ob) versus belastet (mb) des indolenten Vorfußes

Abstände MTK (=k) untereinander und zum med. (mfr) und lat. (lfr) Fersenrand	N	Mittelwert und Standardabweichung	Sig. (2-seitig)
x_obmfr_k1	18	1,54 ± 0,43	0,01
x_mbmfr_k1	18	1,34 ± 0,46	
x_obk5_lfr	18	1,58 ± 0,50	0,48
x_mbk5_lfr	18	1,50 ± 0,52	
x_obk1_k2	18	1,82 ± 0,20	0,01
x_mbk1_k2	18	2,05 ± 0,33	
x_obk2_k3	18	1,22 ± 0,20	0,03
x_mbk2_k3	18	1,37 ± 0,27	
x_obk3_k4	18	1,44 ± 0,27	0,25
x_mbk3_k4	18	1,54 ± 0,43	
x_obk4_k5	18	1,53 ± 0,31	0,14
x_mbk4_k5	18	1,43 ± 0,29	
x_obk1_k5	18	6,02 ± 0,58	0,00
x_mbk1_k5	18	6,39 ± 0,63	

Tab.13: Zusammenhang Abstände der MTK untereinander (x- Wert)
unbelastet (ob) versus belastet (mb) des dolenten Vorfußes

8.2.4 Tabellen zur 4. HO- Hypothese

Es findet der ungepaarte T- Test für die Mittelwertgleichheit Anwendung.

Abstände MTK (=k) untereinander und zum med. (mfr) und lat. (lfr) Fersenrand	Beschwerden ohne = 0 mit = 1	N	Mittelwert Standardabweichung	Sig. (2-seitig)
x_obmfr_k1	0	80	1,42 ± 0,31	0,12
	1	18	1,54 ± 0,43	
x_obk5_lfr	0	80	1,59 ± 0,43	0,98
	1	18	1,58 ± 0,50	
x_obk1_k2	0	80	2,06 ± 0,29	0,00
	1	18	1,82 ± 0,20	
x_obk2_k3	0	80	1,26 ± 0,18	0,39
	1	18	1,22 ± 0,20	
x_obk3_k4	0	80	1,33 ± 0,24	0,12
	1	18	1,44 ± 0,27	
x_obk4_k5	0	80	1,63 ± 0,29	0,21
	1	18	1,53 ± 0,31	
x_obk1_k5	0	80	6,28 ± 0,52	0,06
	1	18	6,02 ± 0,58	

Tab.4: Zusammenhang Abstände der MTK untereinander (x- Wert)
indolenter versus dolenter Vorfuß in unbelasteter (ob) Position

Abstände MTK (=k) untereinander und zum med. (mfr) und lat. (lfr) Fersenrand	Beschwerden ohne = 0 mit = 1	N	Mittelwert und Standartabweichung	Sig. (2-seitig)
x_mbmfr_k1	0	80	1,29 ± 0,33	0,64
	1	18	1,34 ± 0,46	
x_mbk5_lfr	0	80	1,37 ± 0,47	0,30
	1	18	1,50 ± 0,52	
x_mbk1_k2	0	80	2,13 ± 0,34	0,39
	1	18	2,05 ± 0,33	
x_mbk2_k3	0	80	1,37 ± 0,18	1,00
	1	18	1,37 ± 0,27	
x_mbk3_k4	0	80	1,47 ± 0,27	0,54
	1	18	1,54 ± 0,43	
x_mbk4_k5	0	80	1,63 ± 0,30	0,12
	1	18	1,43 ± 0,29	
x_mbk1_k5	0	80	6,60 ± 0,62	0,20
	1	18	6,39 ± 0,63	

Tab.7: Zusammenhang Abstände der MTK untereinander (x- Wert)

indolenter versus dolenter Vorfuß in belasteter (mb) Position

8.2.5 Mittelwerttabelle für x- Werte (3. und 4. HO- Hypothese)

Beschwerden	Abstand MTK	Mittelwert	Abstand MTK	Mittelwert
keine Beschwerden	x_obk1_k2	2,06	x_mbk1_k2	2,13
	x_obk2_k3	1,26	x_mbk2_k3	1,37
	x_obk3_k4	1,33	x_mbk3_k4	1,47
	x_obk4_k5	1,63	x_mbk4_k5	1,63
	x_obk1_k5	6,28	x_mbk1_k5	6,60
Beschwerden	x_obk1_k2	1,82	x_mbk1_k2	2,05
	x_obk2_k3	1,22	x_mbk2_k3	1,37
	x_obk3_k4	1,44	x_mbk3_k4	1,54
	x_obk4_k5	1,53	x_mbk4_k5	1,43
	x_obk1_k5	6,02	x_mbk1_k5	6,39

Tab.15: Mittelwerttabelle für Abstände der MTK untereinander (x- Wert) für die Probanden ohne und die Vergleichsgruppe mit dolenten Vorfuß in unbelasteter (ob) und belasteter (mb) Untersuchungsposition.

8.2.6 Tabellen zur 5. HO- Hypothese

Es findet der T- Test bei gepaarter Stichprobe Anwendung.

Abstand MTK (=k) zur Fersenkante (FK)	N	Mittelwert und Standardabweichung	Sig. (2-seitig)
y_obk1_fk	80	18,15 ± 1,20	0,00
y_mbk1_fk	80	18,46 ± 1,19	
y_obk2_fk	80	18,44 ± 1,14	0,00
y_mbk2_fk	80	18,66 ± 1,15	
y_obk3_fk	80	18,01 ± 1,13	0,01
y_mbk3_fk	80	18,11 ± 1,13	
y_obk4_fk	80	17,11 ± 1,08	0,25
y_mbk4_fk	80	17,15 ± 1,11	
y_obk5_fk	80	15,68 ± 1,08	0,61
y_mbk5_fk	80	15,72 ± 1,21	

Tab.11: Unterschied Abstand MTK zur Fersenkante (y- Wert) unbelastet (ob) versus belastet (mb) des indolenten Vorfußes

Abstand MTK (=k) zur Fersenkante (FK)	N	Mittelwert Standardabweichung	Sig. (2-seitig)
y_obk1_fk	18	17,38 ± 0,91	0,08
y_mbk1_fk	18	17,56 ± 0,92	
y_obk2_fk	18	17,57 ± 0,88	0,09
y_mbk2_fk	18	17,66 ± 0,86	
y_obk3_fk	18	17,03 ± 0,85	0,07
y_mbk3_fk	18	17,11 ± 0,8	
y_obk4_fk	18	16,13 ± 0,83	0,31
y_mbk4_fk	18	16,21 ± 0,83	
y_obk5_fk	18	14,78 ± 0,92	0,35
y_mbk5_fk	18	14,73 ± 0,90	

Tab.14: Unterschied Abstand MTK zur Fersenkante (y- Wert)
unbelastet (ob) versus belastet (mb) des dolenten Vorfußes

8.2.7 Tabellen zur 6. HO- Hypothese

Es findet der ungepaarte T- Test für die Mittelwertgleichheit Anwendung.

Abstand MTK (=k) zur Fersenkante (FK)	Beschwerden ohne = 0; mit = 1	N	Mittelwert Standardabweichung	Sig. (2-seitig)
y_obk1_fk	0	80	18,15 ± 1,20	0,12
	1	18	17,38 ± 0,91	
y_obk2_fk	0	80	18,44 ± 1,14	0,00
	1	18	17,57 ± 0,89	
y_obk3_fk	0	80	18,01 ± 1,13	0,00
	1	18	17,03 ± 0,85	
y_obk4_fk	0	80	17,11 ± 1,08	0,00
	1	18	16,13 ± 0,83	
y_obk5_fk	0	80	15,68 ± 1,08	0,00
	1	18	14,78 ± 0,92	

Tab.5: Unterschied Abstand MFK zur Fersenkante (y- Wert)
indolenter versus dolenter Vorfuß in unbelasteter (ob) Position

Abstand MTK (=k) zur Fersenkante (FK)	Beschwerden ohne = 0 ; mit = 1	N	Mittelwert Standardabweichung	Sig. (2-seitig)
y_mbk1_fk	0	80	18,46 ± 1,19	0,00
	1	18	17,56 ± 0,92	
y_mbk2_fk	0	80	18,66 ± 1,15	0,00
	1	18	17,66 ± 0,86	
y_mbk3_fk	0	80	18,11 ± 1,13	0,00
	1	18	17,11 ± 0,83	
y_mbk4_fk	0	80	17,15 ± 1,11	0,00
	1	18	16,21 ± 0,83	
y_mbk5_fk	0	80	15,72 ± 1,21	0,00
	1	18	14,73 ± 0,90	

Tab.8: Unterschied Abstand MFK zur Fersenkante (y- Wert)
indolenter versus dolenter Vorfuß in belasteter (mb) Position

8.2.8 Tabellen zur 7. HO- Hypothese

Es findet die Korrelation nach Pearson Anwendung.

8.2.8.1 Korrelation zwischen Gewicht und Knochen Bodenabstand

z_obk1	Korrelation nach Pearson	0,40	z_mbk1	Korrelation nach Pearson	0,36
	Signifikanz (2-seitig)	0		Signifikanz (2-seitig)	0
	N	80		N	80
z_obk2	Korrelation nach Pearson	0,193	z_mbk2	Korrelation nach Pearson	0,20
	Signifikanz (2-seitig)	0,86		Signifikanz (2-seitig)	0,08
	N	80		N	80
z_obk3	Korrelation nach Pearson	0,259	z_mbk3	Korrelation nach Pearson	0,19
	Signifikanz (2-seitig)	0,02		Signifikanz (2-seitig)	0,10
	N	80		N	80
z_obk4	Korrelation nach Pearson	0,15	z_mbk4	Korrelation nach Pearson	0,15
	Signifikanz (2-seitig)	0,18		Signifikanz (2-seitig)	0,19
	N	80		N	80
z_obk5	Korrelation nach Pearson	0,02	z_mbk5	Korrelation nach Pearson	0,12
	Signifikanz (2-seitig)	0,85		Signifikanz (2-seitig)	0,30
	N	80		N	80

Tab.16: Korrelation zwischen Gewicht und Knochen- Bodenabstand (z-Wert)
des indolenten Vorfußes in unbelastet (ob) und belasteter (mb) Position

z_obk1	Korrelation nach Pearson	0,10	z_mbgewk1	Korrelation nach Pearson	0,1
	Signifikanz (2-seitig)	0,72		Signifikanz (2-seitig)	0,70
	N	18		N	18
z_obk2	Korrelation nach Pearson	0,12	z_mbgewk2	Korrelation nach Pearson	0,17
	Signifikanz (2-seitig)	0,64		Signifikanz (2-seitig)	0,51
	N	18		N	18
z_obk3	Korrelation nach Pearson	0,47	z_mbgewk3	Korrelation nach Pearson	0,46
	Signifikanz (2-seitig)	0,05		Signifikanz (2-seitig)	0,05
	N	18		N	18
z_obk4	Korrelation nach Pearson	0,55	z_mbgewk4	Korrelation nach Pearson	0,58
	Signifikanz (2-seitig)	0,02		Signifikanz (2-seitig)	0,01
	N	18		N	18
z_obk5	Korrelation nach Pearson	0,44	z_mbgewk5	Korrelation nach Pearson	0,46
	Signifikanz (2-seitig)	0,07		Signifikanz (2-seitig)	0,05
	N	18		N	18

Tab.17: Korrelation zwischen Gewicht und Knochen- Bodenabstand (z-Wert)

des dolenten Vorfußes in unbelastet (ob) und belasteter (mb) Position

8.2.8.2 Korrelation zwischen Gewicht und Abständen der MTK zueinander

x_obk1_k2	Korrelation nach Pearson	0,05	x_mbk1_k2	Korrelation nach Pearson	0,09
	Signifikanz (2-seitig)	0,65		Signifikanz (2-seitig)	0,42
	N	80		N	80
x_obk2_k3	Korrelation nach Pearson	0,21	x_mbk2_k3	Korrelation nach Pearson	0,07
	Signifikanz (2-seitig)	0,06		Signifikanz (2-seitig)	0,53
	N	80		N	80
x_obk3_k4	Korrelation nach Pearson	0,16	x_mbk3_k4	Korrelation nach Pearson	0,27
	Signifikanz (2-seitig)	0,17		Signifikanz (2-seitig)	0,02
	N	80		N	80
x_obk4_5	Korrelation nach Pearson	0,37	x_mbk4_k5	Korrelation nach Pearson	0,40
	Signifikanz (2-seitig)	0		Signifikanz (2-seitig)	0
	N	80		N	80
x_obk1_k5	Korrelation nach Pearson	0,38	x_mbk1_k5	Korrelation nach Pearson	0,38
	Signifikanz (2-seitig)	0		Signifikanz (2-seitig)	0
	N	80		N	80

Tab.18: Korrelation zwischen Gewicht und den Abständen der MTK untereinander (x- Wert)

unbelastet (ob) sowie belastet (mb) des indolenten Vorfußes

x_obk1_k2	Korrelation nach Pearson	0,04	x_mbk1_k2	Korrelation nach Pearson	0,07
	Signifikanz (2-seitig)	0,88		Signifikanz (2-seitig)	0,78
	N	18		N	18
x_obk2_k3	Korrelation nach Pearson	0,33	x_mbk2_k3	Korrelation nach Pearson	0,08
	Signifikanz (2-seitig)	0,18		Signifikanz (2-seitig)	0,74
	N	18		N	18
x_obk3_k4	Korrelation nach Pearson	0,23	x_mbk3_k4	Korrelation nach Pearson	0,32
	Signifikanz (2-seitig)	0,37		Signifikanz (2-seitig)	0,20
	N	18		N	18
x_obk4_5	Korrelation nach Pearson	0,25	x_mbk4_k5	Korrelation nach Pearson	0,24
	Signifikanz (2-seitig)	0,32		Signifikanz (2-seitig)	0,33
	N	18		N	18
x_obk1_k5	Korrelation nach Pearson	0,07	x_mbk1_k5	Korrelation nach Pearson	0,11
	Signifikanz (2-seitig)	0,79		Signifikanz (2-seitig)	0,68
	N	18		N	18

Tab.19: Korrelation zwischen Gewicht und den Abständen der MTK untereinander (x- Wert) unbelastet (ob) sowie belastet (mb) des dolenten Vorfußes

8.2.9 Tabellen zur 8. HO- Hypothese

Es findet die Korrelation nach Pearson Anwendung.

8.2.9.1 Korrelation zwischen Alter und Knochen Bodenabstand

z_obk1	Korrelation nach Pearson	0,17	z_mbk1	Korrelation nach Pearson	0,13
	Signifikanz (2-seitig)	0,14		Signifikanz (2-seitig)	0,24
	N	80		N	80
z_obk2	Korrelation nach Pearson	0,32	z_mbk2	Korrelation nach Pearson	0,31
	Signifikanz (2-seitig)	0,00		Signifikanz (2-seitig)	0,01
	N	80		N	80
z_obk3	Korrelation nach Pearson	0,18	z_mbk3	Korrelation nach Pearson	0,15
	Signifikanz (2-seitig)	0,12		Signifikanz (2-seitig)	0,18
	N	80		N	80
z_obk4	Korrelation nach Pearson	0,07	z_mbk4	Korrelation nach Pearson	0,07
	Signifikanz (2-seitig)	0,52		Signifikanz (2-seitig)	0,54
	N	80		N	80
z_obk5	Korrelation nach Pearson	0,10	z_mbk5	Korrelation nach Pearson	0,12
	Signifikanz (2-seitig)	0,40		Signifikanz (2-seitig)	0,30
	N	80		N	80

Tab.20: Korrelation zwischen Alter und Knochen- Bodenabstand (z- Wert) bei der Probanden- gruppe mit indolentem Vorfuß in unbelasteter (ob) und belasteter (mb) Position

z_obk1	Korrelation nach Pearson	0,24	z_mbk1	Korrelation nach Pearson	0,36
	Signifikanz (2-seitig)	0,33		Signifikanz (2-seitig)	0,14
	N	18		N	18
z_obk2	Korrelation nach Pearson	0,60	z_mbk2	Korrelation nach Pearson	0,89
	Signifikanz (2-seitig)	0,01		Signifikanz (2-seitig)	0,00
	N	18		N	18
z_obk3	Korrelation nach Pearson	0,58	z_mbk3	Korrelation nach Pearson	0,79
	Signifikanz (2-seitig)	0,01		Signifikanz (2-seitig)	0,00
	N	18		N	18
z_obk4	Korrelation nach Pearson	0,62	z_mbk4	Korrelation nach Pearson	0,71
	Signifikanz (2-seitig)	0,01		Signifikanz (2-seitig)	0,00
	N	18		N	18
z_obk5	Korrelation nach Pearson	0,73	z_mbk5	Korrelation nach Pearson	0,61
	Signifikanz (2-seitig)	0,00		Signifikanz (2-seitig)	0,01
	N	18		N	18

Tab.21: Korrelation zwischen Alter und Knochen- Bodenabstand (z- Wert) bei der Probandengruppe mit dolentem Vorfuß in unbelasteter (ob) und belasteter (mb) Position

8.2.9.2 Korrelation zwischen Alter und Abstände der MTK

x_obk1_k2	Korrelation nach Pearson	0	x_mbk1_k2	Korrelation nach Pearson	0,02
	Signifikanz (2-seitig)	0,98		Signifikanz (2-seitig)	0,88
	N	80		N	80
x_obk2_k3	Korrelation nach Pearson	0,08	x_mbk2_k3	Korrelation nach Pearson	0,03
	Signifikanz (2-seitig)	0,50		Signifikanz (2-seitig)	0,82
	N	80		N	80
x_obk3_k4	Korrelation nach Pearson	0,09	x_mbk3_k4	Korrelation nach Pearson	0,21
	Signifikanz (2-seitig)	0,41		Signifikanz (2-seitig)	0,06
	N	80		N	80
x_obk4_5	Korrelation nach Pearson	0,31	x_mbk4_k5	Korrelation nach Pearson	0,27
	Signifikanz (2-seitig)	0,01		Signifikanz (2-seitig)	0,01
	N	80		N	80
x_obk1_k5	Korrelation nach Pearson	0,25	x_mbk1_k5	Korrelation nach Pearson	0,24
	Signifikanz (2-seitig)	0,03		Signifikanz (2-seitig)	0,03
	N	80		N	80

Tab.22: Korrelation zwischen Alter und Abstände der MTK untereinander (z- Wert) bei der Probandengruppe mit indolentem Vorfuß in unbelasteter (ob) und belasteter (mb) Position

x_obk1_k2	Korrelation nach Pearson	0,32	x_mbk1_k2	Korrelation nach Pearson	0,36
	Signifikanz (2-seitig)	0,19		Signifikanz (2-seitig)	0,14
	N	18		N	18
x_obk2_k3	Korrelation nach Pearson	0,29	x_mbk2_k3	Korrelation nach Pearson	0,03
	Signifikanz (2-seitig)	0,25		Signifikanz (2-seitig)	0,91
	N	18		N	18
x_obk3_k4	Korrelation nach Pearson	0,05	x_mbk3_k4	Korrelation nach Pearson	0,01
	Signifikanz (2-seitig)	0,86		Signifikanz (2-seitig)	0,98
	N	18		N	18
x_obk4_5	Korrelation nach Pearson	0,08	x_mbk4_k5	Korrelation nach Pearson	0,20
	Signifikanz (2-seitig)	0,75		Signifikanz (2-seitig)	0,43
	N	18		N	18
x_obk1_k5	Korrelation nach Pearson	0,28	x_mbk1_k5	Korrelation nach Pearson	0,26
	Signifikanz (2-seitig)	0,27		Signifikanz (2-seitig)	0,29
	N	18		N	18

Tab.23: Korrelation zwischen Alter und Abstände der MTK untereinander (z- Wert) bei der Probandengruppe mit dolentem Vorfuß in unbelasteter (ob) und belasteter (mb) Position

8.2.10 Tabellen zur 9. H0- Hypothese

Es findet der Tukey-B-Test Anwendung sowie eine Auswertung der prozentualen Häufigkeitsverteilung.

MTK	N	Untergruppe für Alpha= 0,05				
		1	2	3	4	5
5	80	6,73				
4	80		8,09			
3	80			10,17		
2	80				12,65	
1	80					14,53

Tab.24: Mittelwerte für den Knochen- Bodenabstand in mm für die Probandengruppe mit indolentem Vorfuß in unbelasteter Position

(Die Mittelwerte für die in homogenen Untergruppen befindlichen Gruppen werden angezeigt.

a Verwendet ein harmonisches Mittel für Stichprobengröße= 80.)

MTK	N	Untergruppe für Alpha= 0,05				
		1	2	3	4	5
5	80	6,02				
4	80		7,35			
3	80			8,80		
2	80				10,91	
1	80					13,48

Tab.25: Mittelwerte für den Knochen- Bodenabstand in mm für die Probandengruppe mit indolentem Vorfuß in belasteter Position

MTK	N	Untergruppe für Alpha= 0,05			
		1	2	3	4
5	18	5,81			
4	18	7,26	7,26		
3	18		9,04	9,04	
2	18			10,77	
1	18				13,26

Tab.26: Mittelwerte für den Knochen- Bodenabstand in mm für die Probandengruppe mit indolentem Vorfuß in unbelasteter Position

(Die Mittelwerte für die in homogenen Untergruppen befindlichen Gruppen werden angezeigt.

a Verwendet ein harmonisches Mittel für Stichprobengröße = 18)

MTK	N	Untergruppe für Alpha= 0,05			
		1	2	3	4
5	18	4,96			
4	18	6,50	6,50		
3	18		7,47	7,47	
2	18			8,91	
1	18				12,88

Tab.27: Mittelwerte für den Knochen- Bodenabstand in mm für die Probandengruppe mit indolentem Vorfuß in belasteter Position

Beschwerden	Abstand MTK	Mittelwert	Abstand MTK	Mittelwert
keine Beschwerden	z_obk1	14,53	z_mbk1	13,48
	z_obk2	12,65	z_mbk2	10,91
	z_obk3	10,17	z_mbk3	8,80
	z_obk4	8,09	z_mbk4	7,35
	z_obk5	6,73	z_mbk5	6,02
Beschwerden	z_obk1	13,26	z_mbk1	12,88
	z_obk2	10,77	z_mbk2	8,91
	z_obk3	9,04	z_mbk3	7,47
	z_obk4	7,26	z_mbk4	6,50
	z_obk5	5,81	z_mbk5	4,96

Tab.28: Mittelwerttabelle für den Knochen- Bodenabstand in mm für die Probandengruppen mit indolentem und dolentem Vorfuß in unbelasteter sowie belasteter Position

MTK	keine Beschwerden		Beschwerden	
	Anzahl	%	Anzahl	%
1	56	78,9	13	81,3
2	15	21,1	2	12,5
3			1	6,3

Tab.29: Tabelle für die prozentuale Häufigkeitsverteilung des größten Knochen- Bodenabstandes der MTK bei den Probandengruppen mit indolenten und dolenten Vorfuß in unbelasteter Position

MTK	keine Beschwerden		Beschwerden	
	Anzahl	%	Anzahl	%
3	0	0	1	5,9
4	7	9	1	5,9
5	71	91,0	15	88,2

Tab.30: Tabelle für die prozentuale Häufigkeitsverteilung des kleinsten Knochen- Bodenabstandes der MTK bei den Probandengruppen mit indolenten und dolenten Vorfuß in unbelasteter Position

MTK	keine Beschwerden		Beschwerden	
	Anzahl	%	Anzahl	%
1	69	92,0	14	100,0
2	6	8,0	0	0

Tab.31: Tabelle für die prozentuale Häufigkeitsverteilung des größten Knochen- Bodenabstandes der MTK bei den Probandengruppen mit indolentem und dolentem Vorfuß in belasteter Position

MTK	keine Beschwerden		Beschwerden	
	Anzahl	%	Anzahl	%
4	9	11,7	1	5,6
5	68	88,3	17	94,4

Tab.32: Tabelle für die prozentuale Häufigkeitsverteilung des kleinsten Knochen- Bodenabstandes der MTK bei den Probandengruppen mit indolentem und dolentem Vorfuß in belasteter Position

8.2.11 Tabellen zur 10. HO- Hypothese

Es findet der Tukey-B-Test Anwendung.

MTK	N	Untergruppe für Alpha= 0,05		
		1	2	3
5	80	15,68		
4	80		17,11	
3	80			18,01
2	80			18,44
1	80			18,15

Tab.33: Mittelwerte des Abstandes der Ferse zum MTK 1- 5 in cm der Probandengruppe mit indolentem Vorfuß in unbelasteter Position

(Die Mittelwerte für die in homogenen Untergruppen befindlichen Gruppen werden angezeigt.

a Verwendet ein harmonisches Mittel für Stichprobengröße= 80)

MTK	N	Untergruppe für Alpha= 0,05			
		1	2	3	4
5	80	15,72			
4	80		17,15		
3	80			18,11	
2	80				18,66
1	80			18,46	18,46

Tab.34: Mittelwerte des Abstandes der Ferse zum MTK 1- 5 in cm der Probandengruppe mit indolentem Vorfuß in belasteter Position

MTK	N	Untergruppe für Alpha= 0,05		
		1	2	3
5	18	14,78		
4	18		16,13	
3	18			17,03
2	18			17,57
1	18			17,38

Tab.35: Mittelwerte des Abstandes der Ferse zum MTK 1- 5 in cm der Probandengruppe mit dolentem Vorfuß in unbelasteter Position

(Die Mittelwerte für die in homogenen Untergruppen befindlichen Gruppen werden angezeigt.

a Verwendet ein harmonisches Mittel für Stichprobengröße = 18)

MTK	N	Untergruppe für Alpha= 0,05		
		1	2	3
5	18	14,73		
4	18		16,21	
3	18			17,11
2	18			17,66
1	18			17,56

Tab.36: Mittelwerte des Abstandes der Ferse zum MTK 1- 5 in cm der Probandengruppe mit dolentem Vorfuß in belasteter Position

Beschwerden	Abstand MFK	Mittelwert	Abstand MFK	Mittelwert
keine Beschwerden	y_obk1_fk	18,15	y_mbk1_fk	18,46
	y_obk2_fk	18,44	y_mbk2_fk	18,66
	y_obk3_fk	18,01	y_mbk3_fk	18,11
	y_obk4_fk	17,11	y_mbk4_fk	17,15
	y_obk5_fk	15,68	y_mbk5_fk	15,72
Beschwerden	y_obk1_fk	17,38	y_mbk1_fk	17,56
	y_obk2_fk	17,57	y_mbk2_fk	17,66
	y_obk3_fk	17,03	y_mbk3_fk	17,11
	y_obk4_fk	16,13	y_mbk4_fk	16,21
	y_obk5_fk	14,78	y_mbk5_fk	14,73

Tab.37: Mittelwerttabelle des Abstandes der Ferse zum MTK 1- 5 in cm der Probandengruppe mit indolentem und dolentem Vorfuß in unbelasteter und belasteter Position

Verzeichnis der akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrer waren in Hamburg Dr. Ahmadi, Prof. Dr. Braun, Prof. Dr. Breucker, Dr. Breuer, Prof. Dr. med. Dr. rer. nat. Bromm, Prof. Dr. Bücheler, Prof. Dr. Dahmen, Prof. Dr. Dannecker, PD. Dr. Gabbe, Dr. Gans, Prof. Grensemann, PD Dr. Hasenbring, Prof. Dr. Hille, Prof. Dr. Höpker, PD Dr. Huneke, Prof. Dr. Jungbluth, Prof. Kahlke, Prof. Dr. Kunze, Prof. Dr. Koch, Prof. Dr. Laufs, PD Dr. Lorke, Dr. Niemann, Prof. Dr. med. Dr. phil. Ring, Prof. Dr. Seitz, Prof. Dr. Schulte, Prof. Dr. Schulte am Esch, Prof. Dr. Margaretha, Dr. Matthaei, Prof. Dr. Peiper, Prof. Dr. Richard, Prof. Dr. Scholz, Prof. Dr. Wagener, Prof. Dr. Wulfen, auf Sylt Hr. Behling, in Emstek Prof. Dr. med. Jahn, in Damme Dr. med. Bongartz, in Hamburg PD Dr. med. Hedtmann, in Cuxhaven PD Dr. med. Muschik und in Neustadt Prof. Dr. Dufek.

Danksagung

Herrn Professor Dr. med. Hille, Chefarzt der Abteilung für Orthopädie und Unfallchirurgie im Klinikum Eilbek in Hamburg, ehemals Chefarzt der orthopädischen Abteilung im Allgemeinen Krankenhaus in Barmbek, möchte ich für die Erteilung des Themas, die Unterstützung bei der Durchführung der Arbeit sowie für die Durchsicht der Arbeit danken.

Herrn PD. Dr. med. Dr. Ing. habil. Honl besonderen Dank für die große Unterstützung bei der Durchführung der Untersuchung, der Hilfe bei den technischen Untersuchungen einschließlich Herstellung eines Kastens für die durchzuführende Sonografie.

Herrn Dr. K. Schwieger bin ich sehr zu Dank verpflichtet für die Hilfe bei der statistischen Auswertung der Arbeit.

Herrn Dr. L. Hoffmann, ehemals ärztlicher Direktor des Allgemeinen Krankenhauses in Barmbek, bin ich sehr verbunden für die Möglichkeit der Durchführung der Untersuchungen in dem Krankenhaus.

Dem Sanitätshaus Stolle und seinen Mitarbeitern vielen Dank für die Zuverfügungstellung der Räumlichkeiten, von Untersuchungsmaterial und Sekundärliteratur sowie die nützlichen Anregungen und Tipps für die Durchführung und Auswertung der Untersuchung.

Meiner Frau, Mona Rückemann, und meinen beiden Kindern, Lucie und Lukas Rückemann, eine liebevolle Umarmung für die vielen Stunden, Tage und Monate der Geduld.

Zusammenfassung

Sonomorphometrie des Vorfußes bei Probanden mit indolentem und dolentem Vorfuß

Diese Studie soll einen Beitrag zur Klärung der Vorfußarchitektonik, insbesondere in Bezug auf die Frage nach der Gewölbestruktur, liefern.

Bei dieser Arbeit wurden 49 Probanden davon 40 Probanden (23 m., 17 w.) mit indolentem und 9 Probanden (alle w.) mit dolentem Vorfuß untersucht. Der altersbezogene Mittelwert der Gruppe ohne Vorfußbeschwerden betrug 44 (Altersspanne 17-77 Jahre), der mit Beschwerden im Vorfuß 56 (Altersspanne 25-81 Jahre).

Die Probanden wurden alle einer standardisierten klinischen Untersuchung, einschließlich Blaudruck und sonografischer Diagnostik unterzogen.

Die Hypothese der Existenz eines Fußquergewölbes, ließ sich nach den Ergebnissen dieser Arbeit eindeutig negieren. Auch die Vergleichsgruppe der Probanden mit Vorfußbeschwerdesymptomatik lieferte hierzu ähnliche Ergebnisse. Bei beiden Probandengruppen zeigte sich in unterschiedlicher Belastungssituation in der transversalen Ebene ein von lat. (MTK 5) nach med. (MTK 1) nahezu linearer Anstieg des KBA (z- Wert). In der longitudinalen Achse (y- Wert) stellte sich die MTK- Reihe c- bogenförmig dar, wobei den Scheitelpunkt der MTK 2 bildete.

Die Ergebnisse zusammenfassend fand unter Belastung beschwerdeunabhängig ein Tiefertreten der MTK und eine Verbreiterung des Gesamtvorfußes statt.

Beim Vergleich indolenter versus dolenter Vorfuß zeigte sich bis auf den sog. med. Randpfeiler (MTK1) unbelastet wie belastet eine vermehrte Plantarisierung der meisten übrigen MTK.

Eine belastungsinduzierte Längenzunahme des Fußes ließ sich nicht eindeutig feststellen. Der beschwerdeabhängige Vergleich unbelastet wie belastet zeigte eine hochsignifikante Änderung der Fußlänge. Eine Ausnahme bildete der MTK1 unbelastet ohne einen signifikanten Unterschied. Ein signifikante Zunahme der MTK Abstände beim Beschwerdevergleich im Sinne einer Verbreiterung des dolenten Vorfußes ließ sich nicht verifizieren.

Das Gewicht spielte bei diesen Betrachtungen keine relevante Rolle.

Eine Altersbezogenheit ließ sich nur vereinzelt feststellen. Mit zunehmenden Alter trat eine vermehrte Plantarisierung ohne signifikante Verbreiterung beim dolenten Vorfuß auf. Beim indolenten Vorfuß war eine altersbezogene zunehmende Verbreiterung ohne signifikante Plantarisierung des Vorfußes auffällig.

Diese hier zusammengefaßten Untersuchungsergebnisse sind eindeutig, obwohl sie in vielen Punkten der herkömmlichen Lehrmeinung widersprechen. Sie sind durch die Sonografie und somit einer standardisierten und sicheren Untersuchungsmethode erhoben worden. Diese liefert eine direkte statische Abbildung der untersuchten MTK.

Druckmeßuntersuchungen, seien sie noch so komplex, geben über den gemessenen Druckwert nur indirekt Auskunft über die Stellung der MTK bzw. MT im Raum. Der Vorteil dieser Methodik liegt aber in der Möglichkeit der dynamischen Ganguntersuchung. Ziel der weiteren Vorfußdiagnostik sollte daher die Entwicklung einer Methode sein, die eine reale und nicht rekonstruierte dreidimensionale Abbildung der MTK eines Probanden mit gleichzeitiger Druckmessung unter den einzelnen MTK beim Gangablauf liefert. Finite Elemente Studien, die Ergebnisse von untersuchten Füßen, meist Kadaverfüße, zeigen und die in der Regel mit 3D Rekonstruktion von zweidimensionalen CT- Schnitten arbeiten, liefern hierzu erste wichtige Ansätze.

Diese Arbeit liefert trotz der guten Ergebnisse somit nur einen wichtigen Teilaspekt bei der Beurteilung der Frage nach Form und Struktur des Vorfußes beim indolenten und dolenten Vorfuß in unterschiedlicher Belastungssituation.

Summary

Sonomorphometrics of the forefoot concerning subjects with and without painful forefeet

This study shall help to clarify the architecture of the forefoot, concerning especially the transversal arch.

Alltogether 49 subjects were examined, 40 of them (23 male, 17 female) with, 9 (all female) without painful forefoot. The age-mean of the group without pain was 44 (ranging from 17-77 years of age), that of the group without pain was 56 (ranging from 25-81 years of age).

All subjects had to undergo a standardised clinical examination, including a blueprint of the foot and sonographic diagnostics.

The hypothesis of the existence of a transversal arch in the foot can definitely be negated after taking the conclusion of this study into consideration. Even the reference group of subjects with painful forefeet showed similar results. Both groups showed, under different loading situations, a similar linear rise from lat. to med. metatarsal head of the bone to ground distance (z-measurement). In the longitudinal axis (y-measurement) the heads of the metatarsus showed a c-formed arch, the vertex being the head of metatarsal bone 2.

Concluding the results, a plantarisation of the metatarsal heads and a broadening of the complete forefoot took place under rising loading, independent on whether forefoot symptoms existed or not.

Comparing the painful forefoot to the forefoot without pain, one can see a plantarisation of the painful forefoot, metatarsal head I excluded, independent of the loading.

A general lengthening of the foot under loading in comparison to no loading could not be verified. Comparing the two groups, only the group with painful forefeet showed a significant change in length under rising loading, while the painfree reference group showed no difference in length. The only exception being, without pressure, the head of metatarsal bone 1. No significant rise of distance could be shown on the painful foot.

Difference of weight was of no relevance, age only mattered in a few cases. With rising age plantarisation without significant broadening takes place in the dolent forefoot more often whereas with painfree forefeet one can see a significant broadening of the forefoot without plantarisation.

The summarised results of this study are unambiguous, even though they don't go along with the academic opinion so far known. The sonography used to collect the results is a standardised and a safe examination method, which shows a direct static picture of the metatarsal bone heads.

Plantar loading measurement methods, no matter how complex they are, only give indirect information about the position of the metatarsal bone head. Their advantage is the ability to make a dynamic analysis of the gait. The development of a method in further forefoot diagnostics, that combines a real, not reconstructed, three-dimensional image of the metatarsus with an analytic gait measurement, should be the ultimate goal. Finite Element studies that give the results of measured feet, mostly feet of cadaver, and which usually work with three-dimensional reconstructions of two-dimensional CT's, are first steps in the right direction.

Even though this study shows up with excellent results, it only covers part of the questions concerning the form and structure of the painful and painless forefoot under different loading situations.